

Funktionsstörungen des Musculus trapezius, des Plexus cervicalis und der Schulter nach Neck dissection

HABILITATIONSSCHRIFT

zur Erlangung der Lehrbefähigung
für das Fach
Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde

vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

von

Herrn Dr. med. Parwis Agha-Mir-Salim
geboren am 11.März 1961 in Berlin

Präsident: Prof. Dr. rer. nat. J. Mlynek
Dekan: Prof. Dr. Joachim W. Dudenhausen

eingereicht : November 2001

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. A. Berghaus, Direktor der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, für die Überlassung des Themas, der Arbeitsmittel, die entscheidenden Hinweise bei der Konzeption und die Gelegenheit zur Durchführung der Arbeit.

Herrn Prof. Dr. med. V. Jahnke, Direktor der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde der Charité der Humboldt Universität zu Berlin danke ich für die weitere Betreuung und Unterstützung bis zum Abschluss der Arbeit.

Ganz besonderer Dank gilt dem Zentrum für medizinische Grundlagenforschung der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, namentlich dem Leiter Herrn Prof. Dr. H. P. Pauer, Herrn Lehnich und Herrn Priv. Doz. Dr. Kaltenborn, die durch intensive Mitarbeit die Methodenumsetzung, Datenerhebung, Auswertung und Messungen ermöglichten.

Herrn G. Tiesler möchte ich für die Unterstützung bei der Konstruktion des Messstuhles danken.

Herrn Dr. med. Schulte – Mattler, Neurologische Klinik der Universität Regensburg gilt mein Dank dafür, dass er mir von elektrophysiologischer Seite methodische Hinweise zur OEMG-Auswertung gab.

Die statistische Beratung verdanke ich Frau Dr. Lautenschläger vom Institut für medizinische Epidemiologie und Biostatistik und besonders Frau Hauffe vom Rechenzentrum der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

Besonderer Dank gilt Herrn Prof. Höland von der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

Mein Dank gilt nicht zuletzt den Patienten und Probanden, die bereit waren, an dieser Untersuchung teilzunehmen, und sie dadurch ermöglichten.

Abkürzungen

| | |
|-----------|---|
| Biobench™ | Biological data acquisition and analysis |
| BMI | Body-Mass-Index |
| CMS | Constant- Murley Shoulder Score |
| f | Frequenz |
| FFT | Fast Fourier Transformation |
| FV | Frequenzverhältnis |
| LabVIEW™ | Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench |
| MAT | Mittlere Amplitude pro Turn |
| MF | Median Frequency |
| MPF | Mean Power Frequency |
| MRND | Modifiziert radikale Neck dissection |
| MST | Mittlerer Anstieg pro Turn und Sekunde |
| MWK | Maximal willkürliche Kontraktion |
| ND | Neck dissection |
| Nadel-EMG | Nadelelektromyographie |
| NT | Number of Turns |
| OEMG | Oberflächenelektromyographie |
| RMS | Root Mean Square |
| RND | Radikale Neck dissection |
| SHK | Schulterhebekraft |
| TA | Turnamplitude |
| U | Spannung der Signalamplitude |
| VI | Virtuelles Instrument |

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| DANKSAGUNG | 2 |
| ABKÜRZUNGEN | 3 |
| 1.1 ANATOMIE IN BEZUG ZUR NECK DISSECTION | 16 |
| 1.2 ZUSAMMENHANG ZWISCHEN ND UND SCHULTERFUNKTIONSSTÖRUNGEN | 21 |
| 1.2.1 Kraftmessung und Schulterhebekraft | 23 |
| 1.2.2 Elektromyographie | 25 |
| 1.2.3 Funktion der Pars sensoria des Plexus cervicalis | 28 |
| 1.2.4 Verfahren zur Einschätzung der Schulterfunktion | 28 |
| 2. ZIELSTELLUNGEN | 30 |
| 3. MATERIAL UND METHODEN | 31 |
| 3.1 OEMG/SHK DES M. TRAPEZIUS | 31 |
| 3.1.1 Messstuhl | 31 |
| 3.1.2 Schulterhebekraft | 32 |
| 3.1.3 OEMG | 33 |
| 3.2 UNTERSUCHUNGSPROGRAMME | 34 |
| 3.2.1 Allgemeines | 34 |
| 3.2.2 Maximale Schulterhebekraft | 35 |
| 3.2.3 Rampenförmig ansteigende Schulterhebekraft | 35 |
| 3.3 ERLÄUTERUNG ZUR ENTWICKLUNG DER DATENERFASSUNG | 36 |
| 3.3.1 Messplatzentwicklung | 36 |
| 3.3.2 Nutzung standardisierter VI aus LabVIEW™ | 38 |
| 3.3.3 Anwendungsspezifisches Erfassungs- und Analysesystem von OEMG-Signalen unter LabVIEW™ | 39 |
| 3.4 AUSWERTUNGSVERFAHREN | 41 |
| 3.4.1 Merkmale | 41 |
| 3.4.2 Zeitintervalle der Auswertung | 41 |
| 3.4.3 Normierung der Messdaten zur Interpretation | 42 |
| 3.4.4 Amplitudenbezogene Auswertung | 42 |
| 3.4.5 Frequenz- und amplitudenbezogene Auswertung | 43 |
| 3.4.6 Archivierung der Primärdaten und Ergebnisse der OEMG/SHK-Messung | 49 |
| 3.4.7 Weiterverarbeitung und Normierung der Messdaten | 50 |
| 3.5 WERTIGKEIT DER PARS SENSORIA DES PLEXUS CERVICALIS FÜR DIE ENTSTEHUNG SCHMERZHAFTER SCHULTERBESCHWERDEN NACH ND | 51 |
| 3.5.1 Thermische und taktile Sensibilität | 51 |
| 3.5.2 Schmerzen | 51 |
| 3.6 ERFASSUNG DER SCHULTERFUNKTION | 51 |

| | | |
|-----------|--|------------|
| 3.6.1 | Constant –Murley Shoulder Score (CMS) | 51 |
| 3.7 | BODY-MASS-INDEX (BMI) | 54 |
| 3.8 | STUDIEN | 54 |
| 3.9 | STATISTISCHE AUSWERTUNG UND GRAPHISCHE DARSTELLUNG..... | 56 |
| 4. | ERGEBNISSE | 59 |
| 4.1 | OEMG/SHK-MESSUNG AN PROBANDEN..... | 59 |
| 4.1.1 | BMI..... | 59 |
| 4.1.2 | Maximale SHK | 59 |
| 4.1.3 | OEMG/SHK-Messung | 61 |
| 4.2 | RETROSPEKTIVE ERFASSUNG VON SCHULTERFUNKTIONSTÖRUNG NACH ND MITTELS OEMG/SHK-MESSUNG UND DES CMS..... | 76 |
| 4.2.1 | BMI..... | 76 |
| 4.2.2 | Simultane OEMG/SHK- Messung | 77 |
| | MANN WHITNEY TEST P = | 89 |
| 4.2.3 | CMS..... | 91 |
| 4.3 | PROSPEKTIVE UNTERSUCHUNGEN DER SCHULTERFUNKTION BEI TRAPEZIUSPARESE MITTELS OEMG/SHK–MESSUNG UND DES CMS | 99 |
| 4.3.1 | BMI..... | 99 |
| 4.3.2 | OEMG/SHK- Messung | 99 |
| 4.3.3 | CMS..... | 106 |
| 4.4 | WERTIGKEIT DES PLEXUS CERVICALIS FÜR DIE ENTSTEHUNG SCHMERZHAFTER SCHULTERBESCHWERDEN..... | 112 |
| 4.4.1 | Oberflächensensibilität der Halshaut..... | 112 |
| 4.4.2 | Schmerzen in Abhängigkeit von der Erhaltung des Plexus cervicalis..... | 125 |
| 4.4.3 | Schmerzen in Abhängigkeit vom Operationsumfang..... | 127 |
| 4.4.4 | Schmerzen in Abhängigkeit von der Trapeziusfunktion..... | 128 |
| 4.4.5 | Einfluss einer Strahlentherapie auf schmerzhafte Schulterbeschwerden nach MRND Typ 3 .. | 130 |
| 5. | DISKUSSION | 133 |
| 5.1 | PLEXUS CERVICALIS UND NERVUS ACCESSORIUS | 133 |
| 5.2 | NECK DISSECTION UND SCHULTERFUNKTIONSTÖRUNGEN | 134 |
| 5.3 | ERFASSUNG VON FUNKTIONSTÖRUNGEN DES MUSCULUS TRAPEZIUS..... | 136 |
| 5.4 | OEMG/SHK-MESSUNG DES M. TRAPEZIUS | 139 |
| 5.5 | ERFASSUNG DER SCHULTERFUNKTION | 149 |
| 5.6 | WERTIGKEIT DES PLEXUS CERVICALIS FÜR DIE ENTSTEHUNG SCHMERZHAFTER SCHULTERBESCHWERDEN..... | 152 |
| 5.7 | ZIELSTELLUNGEN UND SCHLUSSFOLGERUNGEN | 157 |
| 6. | ZUSAMMENFASSUNG..... | 160 |
| | LITERATURVERZEICHNIS | 164 |

| | |
|-------------|-----|
| ANHANG..... | 183 |
|-------------|-----|

Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| ABB. 1: 1: SCHEMA DER WICHTIGSTEN MUSKELZÜGE, DIE DAS SCHULTERBLATT BEWEGEN (AUS BENNINGHOFF UND GOERTTLER) | 17 |
| ABB. 2: DORSALANSICHT DES MENSCHEN (AUS BENNINGHOFF UND GOERTTLER)..... | 18 |
| ABB. 3: : PLEXUS CERVICALIS UND BRACHIALIS (AUS BENNINGHOFF UND GOERTTLER)..... | 19 |
| ABB. 4: SENSIBLE INNERVATION DER HALSREGION AUS DEM PLEXUS CERVICALIS, (AUS SIST ET AL. 1999). .. | 20 |
| ABB. 5: PARESE DES M.TRAPEZIUS RECHTS, IN RUHESTELLUNG RECHTWINKLIGER ÜBERGANG DER HALS/SCHULTERREGION, ARMABDUKTION NUR BIS 90° MÖGLICH (AUS NAHUM ET AL. 1961). | 22 |
| ABB. 6: PARESE DES M.TRAPEZIUS LINKS MIT TIEFSTEHENDER SCAPULA UND ABGEFLACHTER SCHULTERKONTUR..... | 23 |
| ABB. 7: INTRAOPERATIVER SITUS BEI EINER MRND TYP 3. PLEXUS CERVICALIS (PFEIL) UND N. ACCESSORIUS LANGSTRECKIG FREIGELEGT. | 28 |
| ABB. 8: ANORDNUNG FÜR DIE SIMULTANE OEMG/SHK–MESSUNG DES M. TRAPEZIUS BESTEHEND AUS DEM MESSSTUHL, DER KRAFTMESSSÄULE, DEM EMG–GERÄT UND PC ZUR DATENERFASSUNG, ARCHIVIERUNG UND ANALYSE. | 31 |
| ABB. 9: ARMPOSITION WÄHREND DER MESSUNG MIT EINEM HÖHENWINKEL VON 0°,..... | 32 |
| ABB. 10: ABB. 10: POSITION DER ELEKTRODEN IN BEZIEHUNG ZU DEN ANATOMISCHEN LANDMARKEN. KANAL 1: BILDUNG DES MITTELPUNKTES ZWISCHEN C7 UND ACROMION (KLEINES KREUZ) UND MARKIERUNG DER PLATEAUREGION 2 CM LATERAL (BALKEN); ABSTAND ZWISCHEN DEN..... | 33 |
| ABB. 11: GRAPHISCHE DARSTELLUNG DER MAXIMALEN SHK EINES PROBANDEN IN LABVIEW™. | 35 |
| ABB. 12: GRAPHISCHE DARSTELLUNG DER KONTINUIERLICH ANSTIEIGENDEN SHK (RAMPENMETHODE EINES PROBANDEN IN LABVIEW™..... | 35 |
| ABB. 13: SCHEMA DES MESSPLATZES ZUR VISUALISIERUNG DER MESSERGEBNISSE. SIMULTANE ERFASSUNG VON OEMG UND SCHULTERHEBEKRAFT, DARSTELLUNG DER DATEN MIT BIOBENCH™ ÜBER EINEN TRENNVERSTÄRKER UND DER DAQ–KARTE..... | 36 |
| ABB. 14: 14:GRAPHISCHE DARSTELLUNG DES KRAFTSIGNALS (ROT) UND DES OEMG DES M. TRAPEZIUS BEZOGEN AUF DIE ZEIT MIT BIOBENCH™ GELB KANAL 1, GRÜN KANAL 2, UNTERES FENSTER KEINE ANZEIGE. | 37 |
| ABB. 15: EINSATZ STANDARDISIERTER VIRTUELLER INSTRUMENTE ZUR ERFASSUNG DER SIMULTANEN OEMG /SHK–MESSUNG..... | 38 |
| ABB. 16: SIMULTANE DARSTELLUNG DER SCHULTERHEBEKRAFT (GRÜN) UND DER OEMG KANÄLE 1 (ROT) UND 2 (BLAU) AM BEISPIEL EINES RAMPENFÖRMIGEN KRAFTANSTIEGES UNTER LABVIEW™. | 39 |
| ABB. 17: EINSATZ VIRTUELLER INSTRUMENTE ZUR ONLINE-ERFASSUNG DER SIMULTANEN OEMG/SHK MESSUNG. DATENANALYSE OFFLINE MITTELS ANWENDUNG SPEZIELLER LABVIEW™- AUSWERTUNGSVERFAHREN UND DATENABLAGEN IN EXCEL..... | 40 |
| ABB. 18: BERECHNETE OEMG-MERKMALE..... | 41 |
| ABB. 19: ZUORDNUNG DER FESTGELEGTE ZEITINTERVALLE (GRÜN=T1, GRAU=T2, ORANGE=T3, BLAU=T4, SCHWARZ=T5) ZUR PROZENTUALEN SCHULTERHEBEKRAFT BEI DER RAMPENFÖRMIG ZUNEHMENDEN SCHULTERHEBEKRAFT. | 42 |

| | |
|--|----|
| ABB. 20: OBERER TEIL: OEMG SIGNAL BEI 50 % DER MAXIMALEN, WILLKÜRLICHEN, ISOMETRISCHEN KONTRAKTION DES M. TRAPEZIUS. UNTERER TEIL: QUANTITATIVE DARSTELLUNG DES FREQUENZSPEKTRUMS (POWER SPEKTRUM) NACH DER FFT, WELCHES HAUPTSÄCHLICH FREQUENZEN ZWISCHEN 0 UND 200 HZ ENTHÄLT..... | 44 |
| ABB. 21: SCHEMA DER ERMITTLUNG DER MF AUS DEM POWER SPEKTRUM. | 45 |
| ABB. 22: SCHEMA DER ERMITTLUNG DER MPF AUS DEM POWER SPEKTRUM. | 46 |
| ABB. 23: SCHEMA DER ERMITTLUNG DES FV AUS DEM POWER SPEKTRUM. | 47 |
| ABB. 24: VERGRÖßERTER AUSSCHNITT AUS OEMG-SIGNAL. SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER TURNS, DER TURNAMPLITUDE UND DES TURNANSTIEGS..... | 48 |
| ABB. 25: BMI..... | 54 |
| ABB. 26: SCHEMA DER STATISTISCHEN AUSWERTUNG DER OEMG/SHK- MESSUNG. | 57 |
| ABB. 27: BODY- MASS- INDEX (N=90)..... | 59 |
| ABB. 28: MAXIMALE SCHULTERHEBEKRAFT BEI WEIBLICHEN PROBANDEN BEZOGEN AUF DAS ALTER UND DIE HÄNDIGKEIT. | 60 |
| ABB. 29: MAXIMALE SHK BEI MÄNNLICHEN PROBANDEN BEZOGEN AUF DAS ALTER UND DIE HÄNDIGKEIT IM BOXPLOTDIAGRAMM (OBEN) UND ALS MITTELWERTTABELLE (UNTEN). | 61 |
| ABB. 30: RMS BEI WEIBLICHEN PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE UND P-WERTE DER UNTERSCHIEDE (* =SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR, $p < 0,0125$). | 62 |
| ABB. 31: RMS, MÄNNLICHE PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE (* =SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR, $p < 0,0125$). | 63 |
| ABB. 32: MF, WEIBLICHE PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 64 |
| ABB. 33: MF, MÄNNLICHE PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 65 |
| ABB. 34: MPF, WEIBLICHE PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 66 |
| ABB. 35: MPF, MÄNNLICHE PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 67 |
| ABB. 36: FV BEI WEIBLICHEN PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE (* =SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI –KORREKTUR $p < 0,0125$). | 68 |
| ABB. 37: FV BEI MÄNNLICHEN PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 69 |
| ABB. 38: NT BEI WEIBLICHEN PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 70 |
| ABB. 39: NT BEI MÄNNLICHEN PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 71 |

| | |
|---|----|
| ABB. 40: MAT BEI WEIBLICHEN PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 72 |
| ABB. 41: MAT BEI MÄNNLICHEN PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 73 |
| ABB. 42: MST BEI WEIBLICHEN PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER NORMIERTEN WERTE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 74 |
| ABB. 43: MST BEI MÄNNLICHEN PROBANDEN; OBEN BOXPLOTDIAGRAMM DER WERTEANSTIEGE BEIDER KANÄLE, UNTEN MEDIAN-TABELLE UND ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 75 |
| ABB. 44: BMI DER UNTERSUCHTEN PATIENTEN VON STUDIE 2..... | 76 |
| ABB. 45: RMS NACH ND; OBEN WERTE IN ABHÄNGIGKEIT VON DER KONTRAKTION; UNTEN MANN-WHITNEY TEST ZUM PAARVERGLEICH DER MEDIANWERTE IN DEN GRUPPEN BEZOGEN AUF DAS KRAFTNIVEAU.... | 78 |
| ABB. 46: RMS BEI TRAPEZIUS-PARESE; DARSTELLUNG DER DATEN MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE. | 79 |
| ABB. 47: MF NACH ND; OBEN WERTE IN ABHÄNGIGKEIT VON DER KONTRAKTION; UNTEN MANN-WHITNEY TEST ZUM PAARVERGLEICH DER MEDIANWERTE IN DEN GRUPPEN BEZOGEN AUF DAS KRAFTNIVEAU.... | 80 |
| ABB. 48: MF IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUS-PARESE; DARSTELLUNG DER DATEN MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE..... | 81 |
| ABB. 49: MPF NACH ND ; OBEN WERTE IN ABHÄNGIGKEIT VON DER KONTRAKTION; UNTEN MANN-WHITNEY TEST ZUM PAARVERGLEICH DER MEDIANWERTE IN DEN GRUPPEN BEZOGEN AUF DAS KRAFTNIVEAU.... | 82 |
| ABB. 50: MPF IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUS-PARESE; DATEN MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE. | 83 |
| ABB. 51: FV NACH ND; OBEN WERTE IN ABHÄNGIGKEIT VON DER KONTRAKTION; UNTEN MANN-WHITNEY TEST ZUM PAARVERGLEICH DER MEDIANWERTE IN DEN GRUPPEN BEZOGEN AUF DAS KRAFTNIVEAU.... | 84 |
| ABB. 52: FV IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUS-PARESE; DARSTELLUNG DER DATEN MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE (*=SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p<0,0125$). | 85 |
| ABB. 53: NT NACH ND; OBEN WERTE IN ABHÄNGIGKEIT VON DER KONTRAKTION; UNTEN MANN-WHITNEY TEST ZUM PAARVERGLEICH DER MEDIANWERTE IN DEN GRUPPEN BEZOGEN AUF DAS KRAFTNIVEAU.... | 86 |
| ABB. 54: NT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUS-PARESE; DARSTELLUNG DER DATEN MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE | 87 |
| ABB. 55: MAT NACH ND; OBEN ANSTIEG DER WERTE IN ABHÄNGIGKEIT VON DER KONTRAKTION; UNTEN MANN-WHITNEY TEST ZUM PAARVERGLEICH DER MEDIANWERTE IN DEN GRUPPEN BEZOGEN AUF DAS KRAFTNIVEAU..... | 88 |
| ABB. 56: MAT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUS-PARESE; DARSTELLUNG DER DATEN MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE. | 89 |
| ABB. 57: MST NACH ND; OBEN ANSTIEG DER WERTE IN ABHÄNGIGKEIT VON DER KONTRAKTION; UNTEN MANN-WHITNEY TEST ZUM PAARVERGLEICH DER MEDIANWERTE IN DEN GRUPPEN BEZOGEN AUF DAS KRAFTNIVEAU (* = SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p<0,0125$). | 90 |
| ABB. 58: MST IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUS-PARESE; DARSTELLUNG DER DATEN MIT ANGABE DER P-WERTE DER UNTERSCHIEDE. | 91 |

| | |
|--|-----|
| ABB. 59: SCHMERZBEWERTUNG IM CMS; OBEN DARSTELLUNG DER WERTE IM BOXPLOTDIAGRAMM; UNTEN P-WERTE BEI EINEM PAARVERGLEICH ZWISCHEN DEN GRUPPEN. | 92 |
| ABB. 60: BEWERTUNG DER EINSCHRÄNKUNG DER ALLTAGSAKTIVITÄTEN IM CMS; OBEN DARSTELLUNG DER WERTE IM BOXPLOTDIAGRAMM; UNTEN P-WERTE BEI EINEM PAARVERGLEICH ZWISCHEN DEN GRUPPEN. | 93 |
| ABB. 61: BEWERTUNG DES BEWEGUNGSUMFANGES IM CMS; OBEN DARSTELLUNG ALS BOXPLOTDIAGRAMM; UNTEN P-WERTE BEI EINEM PAARVERGLEICH ZWISCHEN DEN GRUPPEN (*=SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p < 0,0167$). | 94 |
| ABB. 62: BEWERTUNG DER SHK IM CMS; OBEN DARSTELLUNG ALS BOXPLOTDIAGRAMM; UNTEN P-WERTE BEI EINEM PAARVERGLEICH ZWISCHEN DEN GRUPPEN. | 95 |
| ABB. 63: CMS ; MITTELWERTTABELLE UND ANGABE DER P-WERTE. | 96 |
| ABB. 64: DARSTELLUNG DER PUNKTZAHL DER EINZELNEN TEILE DES CMS IN ABHÄNGIGKEIT VON DER TRAPEZIUSFUNKTION. | 97 |
| ABB. 65: BMI DER PATIENTEN AUS STUDIE 3 (N = 30). | 99 |
| ABB. 66: MAT NORMIERT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUSPARESE; VERGLEICH DER WERTE PRÄOPERATIV. | 103 |
| ABB. 67: MAT NORMIERT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUSPARESE; VERGLEICH DER WERTE 14 TAGE POSTOPERATIV. | 104 |
| ABB. 68: MAT NORMIERT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUSPARESE; VERGLEICH DER WERTE 3 MONATE POSTOPERATIV. | 104 |
| ABB. 69: MAT NORMIERT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUSPARESE ; VERGLEICH DER WERTE 6 MONATE POSTOPERATIV. | 105 |
| ABB. 70: CMS; VERGLEICH DER ERMITTELTEN PUNKTZAHL BEZÜGLICH SCHMERZEN IN DER SCHULTERREGION. | 107 |
| ABB. 71: CMS; VERGLEICH DER ERMITTELTEN PUNKTZAHL BEZÜGLICH DER EINSCHRÄNKUNG BEI ALLTAGSAKTIVITÄTEN. | 108 |
| ABB. 72: CMS; VERGLEICH DER ERMITTELTEN PUNKTZAHL BEZÜGLICH DES BEWEGUNGSUMFANGS DER SCHULTER. | 109 |
| ABB. 73: ABB. 74: CMS; VERGLEICH DER ERMITTELTEN PUNKTZAHL BEZÜGLICH SHK IN DER SCHULTERREGION. | 110 |
| ABB. 74: CMS; VERGLEICH DER GESAMTPUNKTZAHL. | 111 |
| ABB. 75: N. OCCIPITALIS MINOR; SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT "WARM". | 113 |
| ABB. 76: N. OCCIPITALIS MINOR; SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT „KALT“. | 113 |
| ABB. 77: N. OCCIPITALIS MINOR; SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT "SPITZ". | 114 |
| ABB. 78: N. OCCIPITALIS MINOR; SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT „STUMPF“. | 114 |
| ABB. 79: N. OCCIPITALIS MINOR; SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT "SPITZ". | 116 |
| ABB. 80: N AURICULARIS MAGNUS (C2) SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT „KALT“. | 116 |
| ABB. 81: N AURICULARIS MAGNUS (C2); SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT „SPITZ“. | 117 |
| ABB. 82: N AURICULARIS MAGNUS (C2); SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT „STUMPF“. | 117 |
| ABB. 83: N. TRANSVERSUS COLLI (C3), SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT "WARM". | 119 |

| | |
|--|-----|
| ABB. 84: N. TRANSVERSUS COLLI (C3), SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT „KALT“..... | 119 |
| ABB. 85: N. TRANSVERSUS COLLI (C3),SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT "SPITZ". | 120 |
| ABB. 86: N. TRANSVERSUS COLLI (C3),SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT „STUMPF“..... | 120 |
| ABB. 87: NN. SUPRACLAVICULARES (C4), SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT "WARM"..... | 122 |
| ABB. 88: : NN. SUPRACLAVICULARES (C4), SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT „KALT“..... | 122 |
| ABB. 89: NN. SUPRACLAVICULARES (C4), SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT "SPITZ". | 123 |
| ABB. 90: NN. SUPRACLAVICULARES (C4), SENSIBILITÄT FÜR DIE QUALITÄT „STUMPF“..... | 123 |
| ABB. 91: HÄUFIGKEIT VON RUHESCHMERZEN BEI ERHALTUNG UND NACH RESEKTION DES PLEXUS CERVICALIS. | 125 |
| ABB. 92: BEWEGUNGSABHÄNGIGE SCHMERZEN BEI ERHALTUNG UND NACH RESEKTION DES PLEXUS CERVICALIS. | 126 |
| ABB. 93: RUHESCHMERZEN IN ABHÄNGIGKEIT VOM OPERATIONSUMFANG. | 127 |
| ABB. 94: BEWEGUNGSABHÄNGIGE SCHMERZEN BEZOGEN AUF DEN OPERATIONSUMFANG..... | 128 |
| ABB. 95: RUHESCHMERZEN IN ABHÄNGIGKEIT VON DER TRAPEZIUSFUNKTION. | 129 |
| ABB. 96: BEWEGUNGSABHÄNGIGE SCHMERZEN IN ABHÄNGIGKEIT VON DER TRAPEZIUSFUNKTION..... | 130 |
| ABB. 97: RUHESCHMERZEN BEI PATIENTEN NACH MRND TYP 3 BEZOGEN AUF EINE POSTOPERATIVE STRAHLENTHERAPIE. | 131 |
| ABB. 98: BEWEGUNGSABHÄNGIGE SCHMERZEN BEI PATIENTEN NACH MRND TYP 3 BEZOGEN AUF EINE POSTOPERATIVE STRAHLTHERAPIE. | 132 |

Tabellenverzeichnis

| | | |
|----------|--|-----|
| TAB. 1: | SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER DATENERFASSUNG UND WEITERVERARBEITUNG. | 50 |
| TAB. 2: | DIE MOTILITÄTSPRÜFUNG ERFOLGTE ZUR ERFASSUNG DER AKTIVEN UND SCHMERZFREIEN BEWEGUNG DER SCHULTER. DER PATIENT WURDE AUFGEFORDERT, VERSCHIEDENE BEWEGUNGEN DES ARMES DURCHZUFÜHREN. ENTHALTEN WAREN DIE FLEXION, SEITLICHE ELEVATION, INNEN- UND AUßENROTATION. BEI DER AUßENROTATION WURDE JEDES ERREICHTE NIVEAU MIT DER JEWEILIGEN PUNKTZAHL BEWERTET UND ADDIERT (TAB. 3). | 52 |
| TAB. 3: | PUNKTESCHEMA FÜR DIE MOTILITÄTSPRÜFUNG DES CMS. BEI AUßENROTATION WURDEN JE ERREICHTER POSITION 2 PUNKTE VERGEBEN. | 53 |
| TAB. 4: | SCHEMA DER MAXIMAL ERREICHBAREN PUNKTZAHLN FÜR DIE INDIVIDUELLEN PARAMETER DES CMS. | 53 |
| TAB. 5: | ÜBERSICHT ZU DEN EIGENSCHAFTEN UND ANGEWANDTEN METHODEN DER STUDIEN. | 56 |
| TAB. 6: | CMS IN ABHÄNGIGKEIT VON DER TRAPEZIUSFUNKTION; MEDIAN-TABELLE MIT ANGABE DER P-WERTE (*=SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p<0,0125$). | 98 |
| TAB. 7: | RMS NORMIERT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUSPARESE ; P-WERTTABELLE DER UNTERSCHIEDE ZWISCHEN DEN GRUPPEN (MANN-WHITNEY- TEST UND MULTIVARIATE ANALYSE). .. | 100 |
| TAB. 8: | MF NORMIERT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUSPARESE; P-WERTTABELLE DER UNTERSCHIEDE ZWISCHEN DEN GRUPPEN (MANN-WHITNEY-TEST UND MULTIVARIATE-ANALYSE). ... | 100 |
| TAB. 9: | MPF NORMIERT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUSPARESE ; P-WERTTABELLE DER UNTERSCHIEDE ZWISCHEN DEN GRUPPEN (MANN- WHITNEY- TEST UND MULTIVARIATE-ANALYSE; *=SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p<0,0125$). | 101 |
| TAB. 10: | MPF NORMIERT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUSPARESE; P-WERTTABELLE DER UNTERSCHIEDE ZWISCHEN DEN GRUPPEN (MANN- WHITNEY-TEST UND MULTIVARIATE ANALYSE). .. | 102 |
| TAB. 11: | .NT NORMIERT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUSPARESE; P-WERTTABELLE DER UNTERSCHIEDE ZWISCHEN DEN GRUPPEN (MANN-WHITNEY-TEST UND MULTIVARIATE ANALYSE). ... | 103 |
| TAB. 12: | MAT NORMIERT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUSPARESE ; P-WERTTABELLE DER UNTERSCHIEDE ZWISCHEN DEN GRUPPEN (MANN-WHITNEY-TEST UND MULTIVARIATE ANALYSE; *=SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p<0,0125$). | 105 |
| TAB. 13: | MST NORMIERT IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER TRAPEZIUSPARESE; P-WERTTABELLE DER UNTERSCHIEDE ZWISCHEN DEN GRUPPEN (MANN-WHITNEY-TEST UND MULTIVARIATE ANALYSE). ... | 106 |
| TAB. 14: | P-WERTE BEI VERGLEICH DER PUNKTZAHL BEIDER GRUPPEN (* = SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p<0,0125$). | 108 |
| TAB. 15: | P-WERTE BEI VERGLEICH DER PUNKTZAHL BEIDER GRUPPEN (T-TEST; * = SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p<0,0125$). | 109 |
| TAB. 16: | P-WERTE BEI VERGLEICH DER PUNKTZAHL BEIDER GRUPPEN (T-TEST). | 110 |
| TAB. 17: | CMS; MITTELWERTE UND ANGABE DER P-WERTE (* = SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p<0,0125$). | 111 |

| | |
|--|-----|
| TAB. 18: N. OCCIPITALIS MINOR; P-WERTTABELLE FÜR ALLE QUALITÄTEN ZU DEN UNTERSUCHUNGSTERMINEN (χ^2 -TEST; * = SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p < 0,0125$). | 115 |
| TAB. 19: N AURICULARIS MAGNUS (C2); P-WERTTABELLE FÜR ALLE QUALITÄTEN ZU DEN UNTERSUCHUNGSTERMINEN (χ^2 -TEST; * = SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p < 0,0125$). | 118 |
| TAB. 20: N. TRANSVERSUS COLLI (C3), P-WERTTABELLE FÜR ALLE QUALITÄTEN ZU DEN UNTERSUCHUNGSTERMINEN (χ^2 -TEST; * = SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p < 0,0125$). | 121 |
| TAB. 21: NN. SUPRACLAVICULARES (C4), P-WERTTABELLE FÜR ALLE QUALITÄTEN ZU DEN UNTERSUCHUNGSTERMINEN (χ^2 -TEST; * = SIGNIFIKANT NACH BONFERRONI-KORREKTUR; $p < 0,0125$). | 124 |

Einleitung

Die operative Therapie von zervikalen Metastasen maligner Kopf-Hals-Karzinome nimmt einen festen Stellenwert im Therapieplan dieser Patienten ein. Die frühesten Beschreibungen dieser operativen Technik beinhalteten in variabler Form nicht nur die Entfernung von Metastasen (Warren 1847 aus Martin et al. 1951, Kocher 1888, Volkmann 1882), sondern, wenn erforderlich, auch lebenswichtiger Strukturen der Halsweichteile, wie beispielsweise die Arteria carotis communis (Regnault 1887). Hieraus resultierte eine ungewöhnlich hohe Mortalität. Zur Vereinheitlichung dieses Vorgehens wurde die radikale Neck dissection (RND) nach der Erstbeschreibung von Jawdyski 1888 erstmals von Crile 1906 systematisiert.

Crile forderte hierbei eine größtmögliche Radikalität mit dem Ziel einer kurativen Therapie. Dies war nur durch eine radikale Entfernung des Primärtumors und der ableitenden Lymphwege möglich. Reseziert wurden der M. sternocleidomastoideus, die V. jugularis interna inklusive des Fett-Bindegewebeblocks zwischen Platysma und tiefer Halsfaszie, der N. accessorius und Plexus cervicalis. Bereits Crile betonte die Möglichkeit der Ausräumung einzelner Regionen bei einem klinisch metastasenfrem Hals zur Verringerung von peri- und postoperativen Komplikationen. Hierzu zählten Blutungen, Infektionen und Wundheilungsstörungen. Schulterfunktionsstörungen fanden hierbei nur wenig Beachtung.

Erst Ewing und Martin beschäftigten sich 1952 mit der Erfassung und Beschreibung von Funktionsstörungen der Schulter nach Neck dissection (ND), bestehend aus einer gehemmten Armabduktion, tiefstehenden Scapula und Schmerzen. Sie führten diese Symptome auf die Resektion des N. accessorius mit konsekutiver Parese des M. trapezius zurück. Nahum et al. fassten dieses Krankheitsbild 1961 als „Schulter-Arm-Syndrom“ zusammen und betonten die erhebliche Beeinträchtigung der Lebensqualität der betroffenen Patienten. Dieser Begriff bezeichnet jedoch die vielfältigen Ursachen und Auswirkungen von Schulterfunktionsstörungen nach ND sehr ungenau.

Bedingt durch die Doppelinnervation des M. trapezius ist trotz Kenntnis des Schädigungsumfanges dieser Strukturen durch eine Operation das Ausmaß von postoperativen Schulterfunktionsstörungen nur unsicher abzuschätzen. Anatomische Studien erklären die klinische Beobachtung, dass nach Resektion des N. accessorius und/oder des Plexus cervicalis sowohl Patienten mit gestörter als auch normaler Trapeziusfunktion beobachtet werden können. Zur Vermeidung dieser Operationsfolgen wurde die ND mit dem Ziel der Erhaltung des N. accessorius modifiziert. Bereits Bartlett

und Callander empfahlen 1926 die Schonung des N. accessorius, des M. sternocleidomastoideus und der Vena jugularis interna. Insbesondere Bocca (1967, 1975), Suarez (1962), Lindberg (1972) und Clayman und Frank (1998) waren maßgeblich an der Weiterentwicklung der ND beteiligt.

Zur Einschätzung von Schulterfunktionsstörungen wurden daher in früheren Arbeiten unterschiedliche Methoden verwendet. Untersucht wurde hierbei die

- Armbeweglichkeit (Anderson und Flowers 1969, Blessing et al. 1986, Busch und Ewers 1985, Dieckmann 1985)
- Kraftmessung der Schulterhebung (Berghaus et al. 1988, Zibordi et al. 1988, Weisberger und Lingeman 1987/1998, Remmler et al. 1986)
- Nadelelektromyographie des M. trapezius (Krause 1992/1994/1993, Soo et al. 1986/1990, Nahum et al. 1961, Alonso und Reis 2000, Köyobasioglu et al. 2000, Sobol et al. 1985)
- Beschreibung der Schulterbeweglichkeit (Carenfelt und Eliasson 1980, Fialka und Vinzenz 1988, Leipzig et al. 1983)
- Untersuchung des Einflusses des Plexus cervicalis (Sist et al. 1999) und des Operationsumfanges (Chaplin und Morton 1999, Terrell et al. 2000) auf schmerzhaftes Schulterbeschwerden.

Kraftmessungen wurden hierbei subjektiv durch einen Untersucher oder objektiv mit Hilfe einer Messvorrichtung durchgeführt. Ferner wurde bisher die muskuläre Aktivität mittels der Nadelelektromyographie (Nadel-EMG) erfasst, oberflächenelektromyographische Untersuchungen nach Neck dissection fehlen. Die Beschreibung der Schulterbeweglichkeit beschränkte sich meist auf eine Armaabduktion unter Außerachtlassung anderer Bewegungsebenen. Der Einfluss einer Schädigung des Plexus cervicalis wurde bisher nur nach RND untersucht.

Diese Studien betrachteten nur teilweise die möglichen Ursachen von Schulterfunktionsstörungen, weshalb die Ergebnisse hierdurch bedingt aussagekräftig waren. Zur Einschätzung dieser Zusammenhänge und Feststellung des Schweregrades sollten jedoch einheitliche Methoden zur Erfassung aller möglichen Einflussfaktoren anzuwenden.

Hierzu musste ein praktikables Konzept unter Einbeziehung aller möglichen Ursachen zur qualitativen und quantitativen Einschätzung von Schulterfunktionsstörungen nach ND

erstellt werden. Dieses neue Konzept beinhaltet die Erfassung der Funktion des M. trapezius, des Einflusses einer Schädigung des Plexus cervicalis und der Beschreibung der gesamten Schulterfunktion anhand eines hierfür evaluierten Testverfahrens.

1.1 Anatomie in Bezug zur Neck dissection

Scapula

Der Bewegungsumfang des Armes wird wesentlich bestimmt durch eine Mitbewegung des Scapula. Das Schulterblatt wird durch den muskulären Schultergürtel zu einer verschiebbaren Plattform. Dabei hängt die Scapula an der Führungsstange des Schlüsselbeins und gleitet kontrolliert durch den Schultergürtel auf der Thoraxwand. Bis zur Horizontalebene ist die Abduktion des Armes im Schultergelenk möglich, für die weitere Elevation oberhalb von 90° ist eine zusätzliche Rotationsbewegung der Scapula erforderlich (Benninghoff und Goerttler 1975) .

Muskeln

Die Schultermuskulatur stellt in ihrer Gesamtheit ein komplexes System dar. Es werden Muskeln zur Bewegung des Armes und des Schulterblattes unterschieden. In funktioneller Hinsicht lassen sich die hierfür entscheidenden Strukturen in Züge einteilen, die zum Schulterblatt absteigen, nahezu horizontal verlaufen und aufsteigen. Der absteigende Zug besteht aus den Mm. levator scapulae, pars superior des M. trapezius (Abb. 1a), die Mm. sternocleidomastoideus und serratus anterior. Die horizontale Gruppe besteht aus der pars media des M. trapezius, Teilen der Mm. serratus anterior und rhomboidei (Abb. 1b). Die letzte und kräftigste Gruppe besteht aus den Mm. pectoralis minor, serratus anterior, unteren Trapeziusanteil und zum Arm ziehend dem pectoralis major und latissimus dorsi (Abb. 1c).

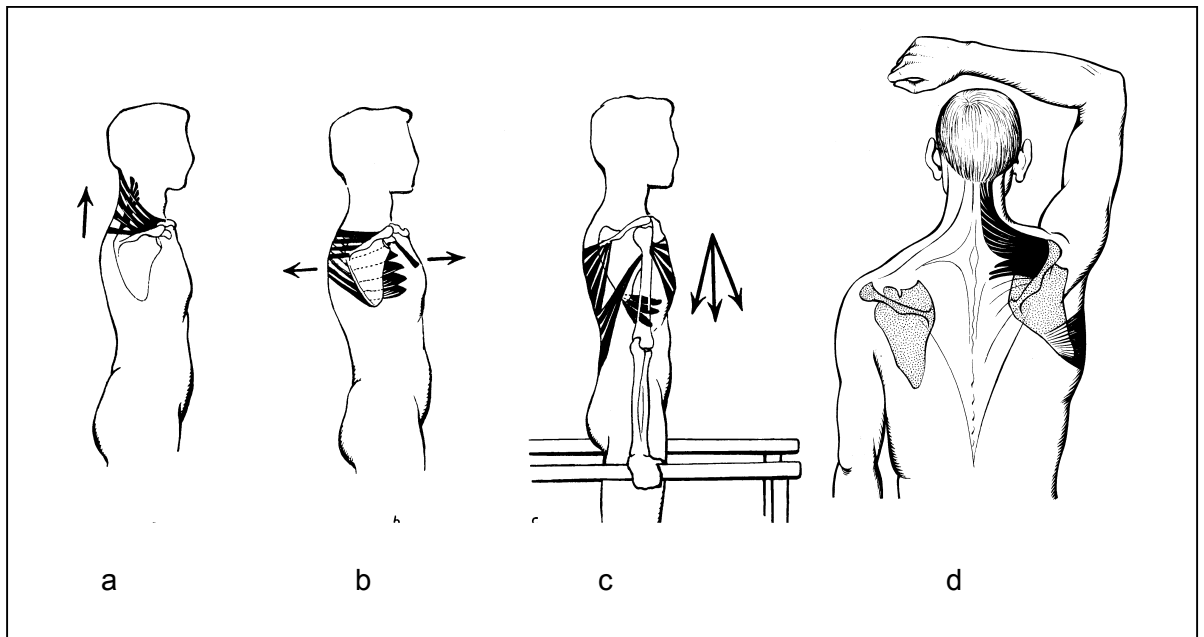


Abb. 1: 1: Schema der wichtigsten Muskelzüge, die das Schulterblatt bewegen (aus Benninghoff und Goerttler)

Die Schulterhebung und Armabduktion oberhalb der Horizontalebene bewirken die Mm. trapezius, serratus anterior und levator scapulae (Abb. 1d).

M. trapezius

Der M. trapezius hat seinen Ursprung an den Dornfortsätzen der gesamten Hals- und Brustwirbel und setzt an der Spina scapulae und am Acromion an (Abb. 2). Er ist relativ flach angelegt und kann gemäß seines Faserverlaufs in drei funktionelle Einheiten unterteilt werden. Die Pars superior zieht die Scapula nach cranial mit einer Aufwärtsrotation (Abb. 1d). Die Pars media stabilisiert die Scapula an der Wirbelsäule, die Pars inferior kann das Schulterblatt caudalisieren bei gleichzeitiger Verstärkung der Rotationsbewegung (Sobotta 1988). Der obere Muskelanteil besitzt keinen vollwertigen Synergisten. Die Innervation erfolgt durch den N. accessorius und Plexus cervicalis. Bei einem Ausfall kommt es zu einem Absinken des Angulus lateralis scapulae und einem Abheben des medialen Scapularandes von der Thoraxwand („scapula winging“) (Nahum et al. 1961).

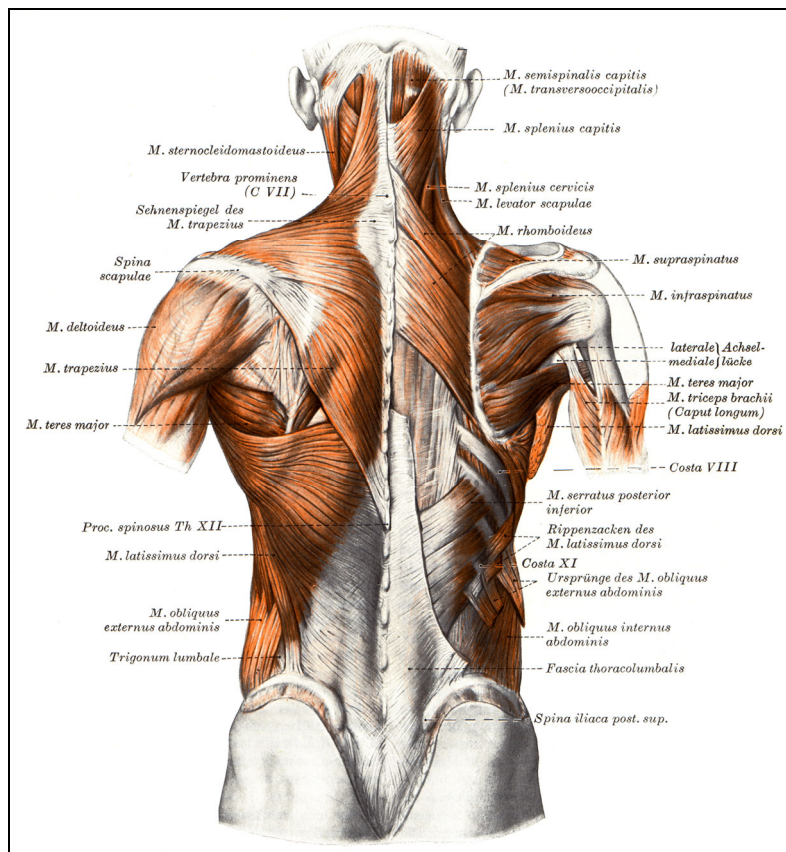


Abb. 2: Dorsalansicht des Menschen (aus Benninghoff und Goerttler).

Nerven

N. accessorius

Der N. accessorius besitzt einen spinalen und medullären Ursprung. Die spinalen Wurzeln entspringen den Segmenten C1 - C5, die medullären dem unteren Anteil des N. ambiguus. Beide Anteile vereinigen sich in der hinteren Schädelgrube zu einem gemeinsamen Stamm, welcher die Schädelbasis durch die Pars nervosa des Foramen jugulare verlässt (Benninghoff und Goerttler 1975). Der weitere Verlauf zeichnet sich durch eine hohe Variabilität aus. Der XI. Hirnnerv verläuft in 72% ventral, in 26% dorsal und in 2% direkt durch die V. jugularis interna unterhalb der Schädelbasis und erreicht den M. sternocleidomastoideus (Krause 1991). Im seitlichen Halsdreieck hat der N. accessorius in unterschiedlichem Ausmaß Anastomosen mit dem Plexus cervicalis (Krause 1992, Aboujaoude et al. 1994). Im weiteren Verlauf erreicht der XI. Hirnnerv den

Vorderrand des M. trapezius und verläuft dann unter Abgabe motorischer Fasern an dessen Innenseite (Pereira und Williams 1999). Weiterhin bestehen Verbindungen zu den Nn. trigeminus, auricularis magnus, phrenicus, hypoglossus, opticus, oculomotorius, trochlearis, zum Plexus brachialis und Ganglion stellatum (Flower 1861 aus Brown et al. 1988).

Plexus cervicalis

Der Plexus cervicalis wird von den vorderen Ästen der Spinalnerven C1 - C4 gebildet. Sie sind untereinander mit Schlingen verbunden und gelangen bedeckt von M. sternocleidomastoideus zwischen den Mm. scalenus anterior und medius in die tiefe Halsregion (Abb. 3). Der Plexus cervicalis besteht aus motorischen und sensiblen Anteilen.

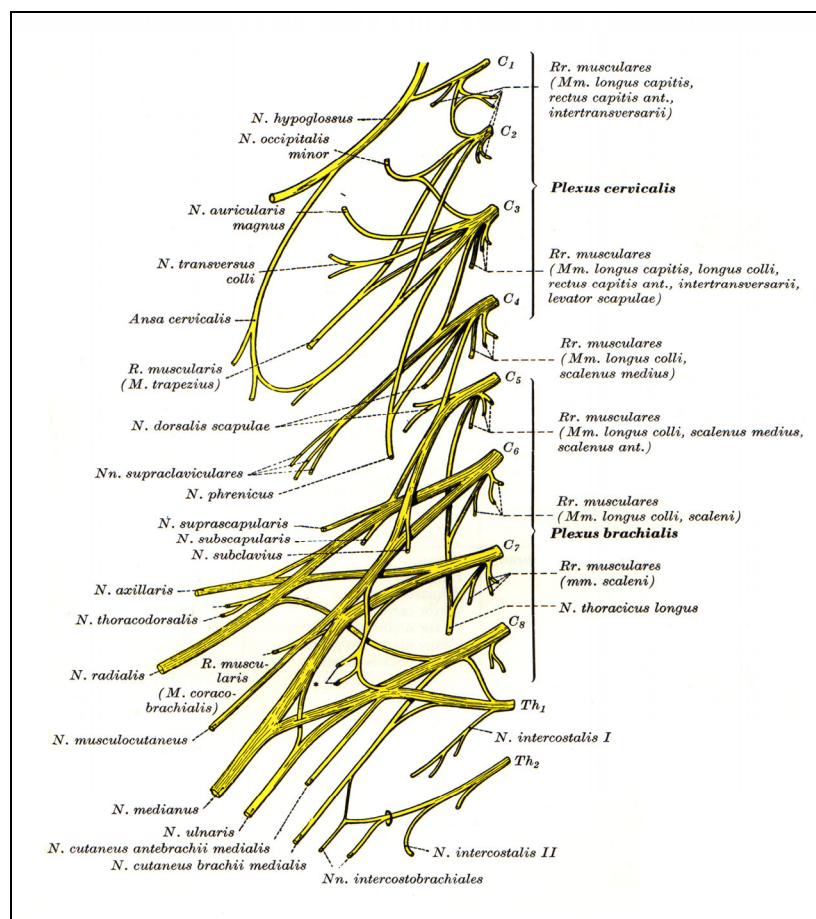


Abb. 3: : Plexus cervicalis und brachialis (aus Benninghoff und Goerttler).

Die sensiblen Äste des Plexus cervicalis versorgen die Haut hinter dem Ohr, am Kieferwinkel und im vorderen und seitlichen Halsdreieck bis unterhalb des Schlüsselbeins. Von hier verzweigen sich die 4 sensiblen Hauptstämme (Abb. 4):

- N. occipitalis minor (C2/C3) verläuft am hinteren Rand des M. sternocleidomastoideus auf dem M. splenius capitis nach kranial und innerviert die Haut der seitlichen Hinterhauptsgegend.
- N. auricularis magnus (C2) steigt als stärkster Ast des Plexus auf dem M. sternocleidomastoideus aufwärts, überquert ihn und teilt sich nahe dem Kieferwinkel in den R. anterior für die Haut der seitlichen, unteren Gesichtshälfte, des Ohrläppchens und zum Teil der Ohrmuschel. Der R. posterior versorgt den hinteren Teil der Ohrmuschel.
- N. transversus colli (C3) versorgt nach Überqueren des M. sternocleidomastoideus die Haut zwischen Unterkieferrand und Fossa jugularis.
- Nn. supraclaviculares (C4) ziehen vom Platysma bedeckt ins seitliche Halsdreieck. Sie überkreuzen den Plexus brachialis und den M. omohyoideus und sind für die sensible Innervation der Haut über dem Schlüsselbein, der Schulter und über der Pars clavicularis des M. pectoralis verantwortlich.

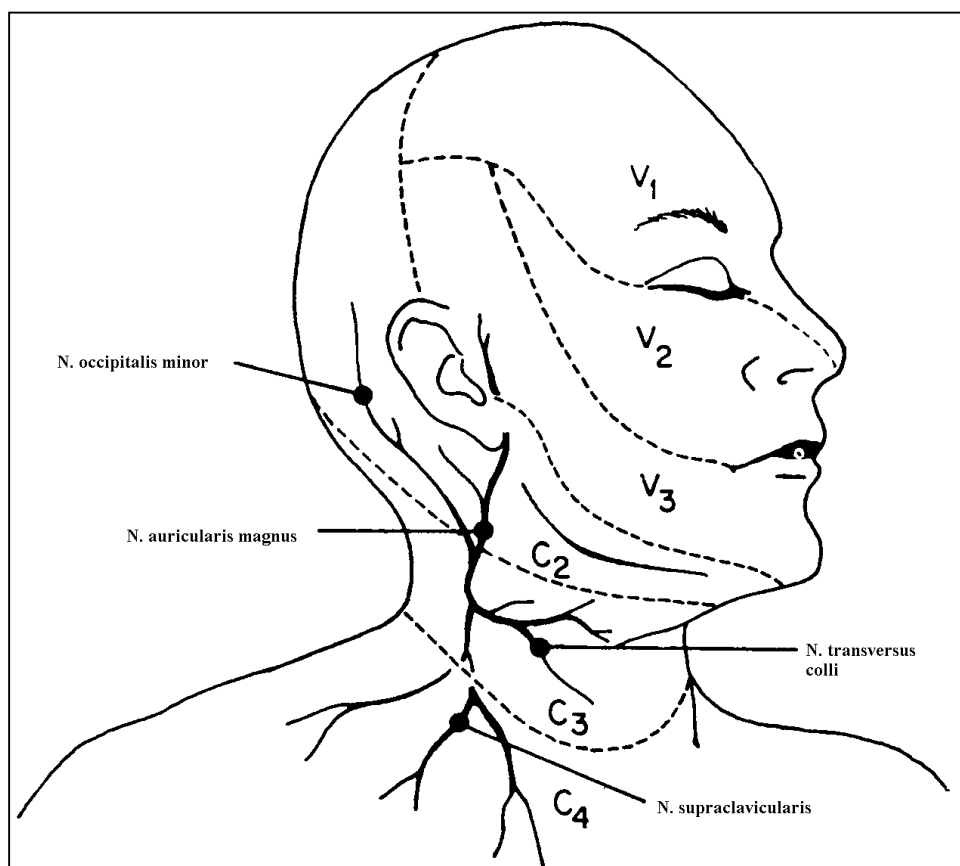


Abb. 4: Sensible Innervation der Halsregion aus dem Plexus cervicalis, (aus Sist et al. 1999).

Die motorischen Äste innervieren die prävertebrale Muskulatur, die Mm. scaleni und levator scapulae, das Zwerchfell und die unteren Zungenbeinmuskeln. Weiterhin innervieren Fasern aus C3 und C4 gemeinsam mit dem N. accessorius die Mm. trapezius und sternocleidomastoideus. Subfasciale Äste aus C4 können sogar direkt am M. trapezius enden. Die Innervation des M. trapezius weist einen ungewöhnlich hohen Variantenreichtum auf und wird daher auch als „Spinal accessory nerve plexus“ bezeichnet (Mitchell 1872 aus Brown et al. 1988).

1.2 Zusammenhang zwischen ND und Schulterfunktionsstörungen

Die gebräuchlichste Klassifikation der Operationstechniken und hierbei entfernten Lymphknotengruppen (Ferlito et al. 2000, s. Anhang) wurde durch das AJCC (American Joint Committee of Cancer) in Zusammenarbeit mit der AAOHNS (American Academy of Otolaryngology, Head and Neck Surgery) festgelegt. Die Abhängigkeit der Häufigkeit und des Ausprägungsgrads von Schulterfunktionsstörungen vom Operationsumfang sind hinreichend bekannt (Nahum et al. 1961) und bestehen aus:

- Schmerzen in der Schulterregion
- tiefstehende und innenrotierte Scapula (Abb. 5 links)
- normale passive Beweglichkeit der Schulter-Armregion
- fehlende Fähigkeit der Armabduktion über 90° (Abb. 5 rechts)
- rechtwinkliger Hals/ Schulterübergang
- elektromyographische Auffälligkeiten des M. trapezius
- normale Strukturen in der konventionellen radiologischen Diagnostik

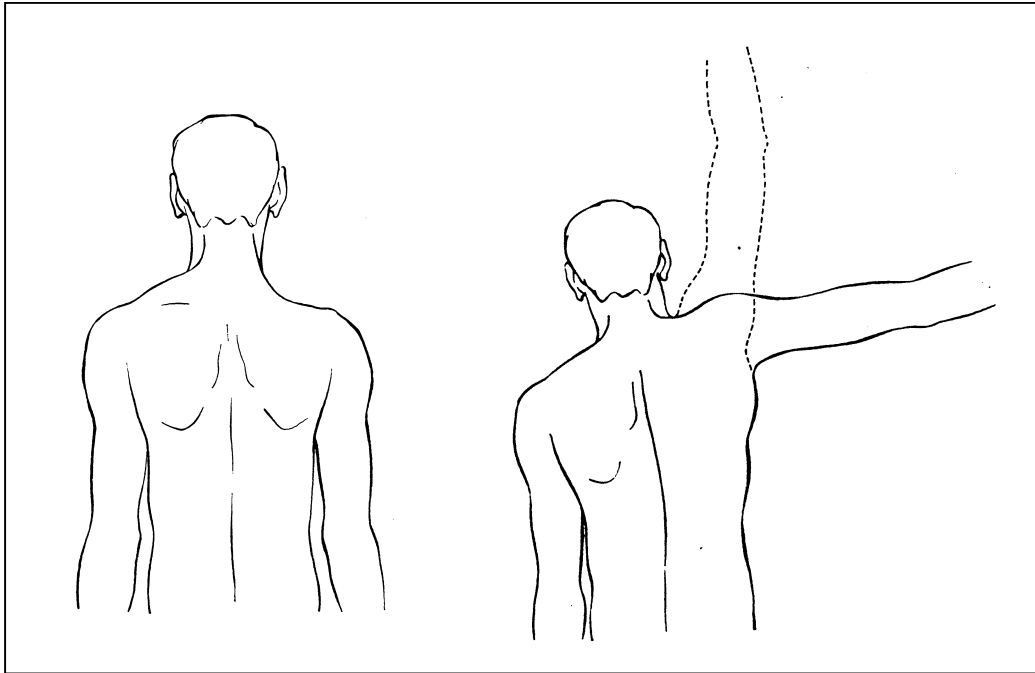


Abb. 5: Parese des M. trapezius rechts, In Ruhestellung rechtwinkliger Übergang der Hals/Schulterregion, Armabduktion nur bis 90° möglich (aus Nahum et al. 1961).

Ursächlich führte Nahum et al. die Symptome auf eine Parese des M. trapezius nach Resektion des N. accessorius zurück. Der Nachweis dieser Vermutung gelang dem Autor durch eine temporäre Blockade des N. accessorius auf der nicht operierten Halsseite mit Hilfe einer perineuralen Infiltration eines Lidocaindepots. Er beobachtete eine temporär auftretende Parese des M. trapezius bei einer der operierten Seite identischen Symptomatik.

Nach längerfristigem Ausfall des M. trapezius wurde eine übermäßige Zugbelastung vor allem der Mm. rhomboidei, trapezius, levator scapulae und der ligamentären Stützstrukturen des Schultergürtels für die Entstehung von Schulterfunktionsstörungen verantwortlich gemacht (Weisberger und Lingeman 1987, Carenfelt und Eliasson 1980, Leipzig et al. 1983, Fialka und Vinzenz 1989, Krause 1992).



Abb. 6: Parese des M.trapezius links mit tiefstehender Scapula und abgeflachter Schulterkontur.

Zur Beschreibung der muskulären Funktion kann einerseits die entwickelte Kraft als Ausdruck der Kontraktion, andererseits die elektrische Aktivität herangezogen werden (Schmidt-Thews 1980).

1.2.1 Kraftmessung und Schulterhebekraft

Muskeln sind „Maschinen“, die chemische Energie mittels der Kontraktion direkt in mechanische Energie umwandeln. Man unterscheidet isotonische und isometrische Kontraktionen. Letztere gehen ohne eine Verkürzung des Muskels einher. Die entwickelte Kraft ist abhängig vom Kontraktionsniveau und kann stark variieren (Capodaglio et al. 1996, Schmidt-Thews 1980).

Grundlegende Daten zur Kraftmessung wurden im Rahmen eines Forschungsberichts der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin von Rohmert et al. (1994) vorgelegt. Hier wurde festgestellt, dass die wichtigsten Bedingungen für eine quantitative Bestimmung von Körperkräften die Reproduzierbarkeit, Praktikabilität und Genauigkeit der Messmethode sind.

Es wurden vier Verfahren zur Kraftermittlung unterschieden (Mainzer et al. 1982):

subjektiv beeinflusst/direkt: es wird eine von der beeinflussbaren Motivation der Versuchsperson abhängige Körperkraft direkt mit einer Messeinrichtung gemessen.

subjektiv beeinflusst/indirekt: ebenfalls von der Motivation abhängige Messung, die Körperkraft wird mit Hilfe anderer Größen und eines geeigneten mathematischen Modells indirekt bestimmt (z. B. maximale Haltedauer).

objektiv/direkt: direkte Kraftmessung, welche jedoch nicht dem willkürlichen Einfluss der Versuchsperson unterliegt (z. B. durch elektrische Reizung).

objektiv/indirekt: Rückschluss auf die Maximalkraft bei submaximaler Kraftentfaltung aufgrund nicht willkürlich beeinflussbarer Messgrößen (z.B. Muskelumfang).

Rohmert et al. stellten fest, dass sich das höchste Maß an Übertragbarkeit der Messergebnisse durch objektiv/direkte Verfahren ergibt. Aufgrund der außerordentlich variablen Trapeziusinnervation ist jedoch eine selektive, elektrische Nervenstimulation nicht möglich. Hieraus ergibt sich die Notwendigkeit des Einsatzes einer subjektiv/direkten Methode. Es können hier wiederum zwei wichtige Verfahren unterschieden werden:

Standard-Kraftmessverfahren nach Kroemer (1977)

Es wird ein Zeitintervall von 5 Sekunden in ebenso viele sich überlappende Abschnitte von 2 Sekunden zerlegt. Das erste Intervall beginnt am Messungsanfang, alle folgenden 0,5 Sekunden später. In diesen Intervallen wird die Kraft durch Mittelwertbildung errechnet. Der höchste Mittelwert eines Intervalls entspricht der Maximalkraft und ist gleichbedeutend mit der maximal willkürlichen Kontraktionskraft (MWK).

Rampenmethode nach Rühmann et al. (1985)

Es wird der Patient motiviert, einen gleichförmig ansteigenden Kraftverlauf zu erzeugen, beginnend von der minimalen und endend bei der MWK. Dieser Ablauf ermöglicht die Erfassung aller Stufen der Kraftentwicklung von der völligen Entspannung bis zur MWK. Das jeweilige Kraftniveau wird in [%] der MWK (= 100%) angegeben.

Anhand der Anatomie ist die Armabduktion oberhalb der Horizontalebene nur durch eine Hebung der Scapula möglich. Die entwickelte Kraft ist somit von der muskulären Kontraktion dieser Muskelpartie abhängig und wird als Schulterhebekraft (SHK) bezeichnet.

Zur Einschätzung der muskulären Aktivität des M. trapezius hat sich in arbeits- und sportmedizinischen Untersuchungen die simultane Oberflächenelektromyographie und Kraftmessung bewährt (Gerdle et al. 1991/1992, Hermans und Spaepen 1997, Kleine et al. 2000, Larsson et al. 1999, Öberg et al. 1990/ 1994).

1.2.2 Elektromyographie

Muskeln bestehen aus Fasergruppen, welche von Motoneuronen aktiviert werden (motorische Einheiten). Anhand der Ableitung und Verstärkung der elektrischen Aktivität eines Muskels entsteht das elektromyographische Signal. Der Charakter dieses Signals hängt direkt von der Feuerrate und Anzahl aktivierter motorischer Einheiten ab (Schmidt-Thews 1980). Die Elektromyographie (EMG) erlaubt die Analyse elektrischer Eigenschaften des Skelettmuskels in Ruhe und während einer willkürlichen Kontraktion. Wichtige Voraussetzungen zur Durchführung derartiger Verfahren sind detaillierte Kenntnisse der Anatomie und der Muskel- und Nervenerkrankungen der zu untersuchenden Region. Hierdurch kann der Untersucher unter Beachtung der Fragestellung das geeignete Verfahren einsetzen und die Daten analysieren (Stöhr und Bluthardt 1993). Es können hierbei die Oberflächen – (OEMG) und Nadelelektromyographie (Nadel-EMG) unterschieden werden. Die OEMG ermöglicht zwar keine Rückschlüsse auf die Aktivität einzelner oder ganzer Gruppen von Muskelfasern, sie besitzt jedoch den Vorteil der Nichtinvasivität, der beliebigen Wiederholbarkeit und ist in der Lage, die Aktivität ganzer Muskelpartien zu erfassen (Korosec 1999). Wir haben uns daher in unseren Untersuchungen für diese Methode entschieden, und das große Gebiet der Nadel-EMG nur wenig beachtet.

OEMG

Die Entwicklung der OEMG geht zurück auf Untersuchungen in der Mitte des 17. Jahrhunderts. Francesco Redi wies an einem Rochen nach, dass dessen Energiequelle ein hochspezialisierter Muskel war. Duchenne beschrieb 1867 erstmals systematisch die Dynamik und Funktion von gesundem Muskelgewebe. Bis in die 50er Jahre des 20. Jahrhundert hinein wurde die OEMG zunehmend auch bei Muskelerkrankungen angewendet. Mit Beginn der 80er Jahre erfolgte vor allem die Weiterentwicklung der Signalanalyse (Hardyck et al. 1966, Wolf 1978, Sherman und Arena 1994).

Dieses Verfahren ist vielseitig und wurde vor allem in der Rehabilitations-, Sport- und Arbeitsmedizin zur Untersuchung von Bewegungsabläufen und auf dem Gebiet der

Neurophysiologie angewandt (Cioni et al. 1994, Gerdle et al. 1997, Glousman 1993, Grubwieser et al. 1999, Haughton et al. 1994).

Grundsätzlich handelt es sich hierbei um die Ableitung eines Summenaktionspotentials zwischen zwei oberflächlich aufgebrachten Elektroden. Das Signal gelangt von den darunter lokalisierten Muskeln über das subkutane Gewebe und die Haut zu den Ableitungselektroden. (Stöhr und Bluthardt 1993).

Die Vielfältigkeit der Fragestellungen bedingt den Einsatz dieses Verfahrens an den verschiedensten Muskelgruppen. Die OEMG fand überwiegend Anwendung an der oberen Extremität (Daanen et al. 1990, Löscher et al. 1996, Potvin 1997, Roeleveld et al. 1997, Ronager et al. 1989, Yaar und Niles 1992, Yang und Winter 1983), unteren Extremität (Cioni et al. 1994, Gerdle et al. 1997, Kollmitzer et al. 1999, Lindemann et al. 1999, Winkel und Jorgensen 1991), der Rückenmuskulatur (Roy und Beahrs 1997), an der Kaumuskulatur (Grubwieser et al. 1999) und der Schulter (Glousman 1993, Hermans und Spaepen 1997, Hintermeister et al. 1998, Jensen et al. 1997, Ryu et al. 1988).

Am M. trapezius sind OEMG-Untersuchungen fest etabliert und kamen bisher überwiegend in der Arbeitsmedizin zum Einsatz (Larsson et al. 1995, Guazzelli et al. 1994, Öberg et al. 1992). Entscheidend für die Zuordnung der abgeleiteten Signale zum M. trapezius war eine definierte Position des Armes und der Elektroden (Jensen et al. 1993, Hermans und Spaepen 1997). Die Aktivierung anderer Muskeln des Schultergürtels sollte vermieden werden, da sie zu einer Veränderung der Signale führen kann (Mathiassen 1990). Wiederholt wurden Untersuchungen in sitzender Position durchgeführt (Öberg et al. 1990/1992). Die Bewertung der OEMG erfolgte anhand verschiedener, aus dem Signal berechneter Merkmale.

OEMG Signalanalyse

Die Signalanalyse der OEMG besteht aus sehr unterschiedlichen Algorithmen. Die häufigsten verwendeten Merkmale sind der Wert Root Mean Square (RMS), Median Frequency (MF), Mean Power Frequency (MPF). Der Wert RMS gilt als Maß für die Anzahl aktivierter Muskelzellen und bezieht sich auf die Signalamplitude. Er steigt mit zunehmender Kraftentwicklung beim Gesunden an (Edwards und Lippold 1956, Milner-Brown et al. 1986, Philipson und Larsson 1988). Dieses Merkmal hat sich zur Erfassung des muskulären Aktivitätszeitpunktes bei willkürlichen Kontraktionen (Van Ingen Schenau et al. 1992) und zur Schätzung der verfügbaren Anzahl motorischer Einheiten bewährt (McComas et al. 1995). Die MF und MPF wurden vorwiegend zur Beschreibung des

elektrophysiologischen Verhaltens bei muskulärer Ermüdung verwendet und sind amplituden- und frequenzbezogen (Öberg et al. 1994, Linssen et al. 1991 aus Roeleveld 1993).

Die Turnanalyse stellt ein grundsätzlich anderes Auswertungsverfahren dar (Willison 1963). Diese Methode wurde sowohl bei Nadel-EMG- als auch vereinzelt bei OEMG-Untersuchungen eingesetzt und dient der Untersuchung des Interferenzmusters des OEMG-Signals. Dieses Verfahren basiert auf einer Auswertung des unveränderten EMG-Signals, welches ursprünglich von Willison 1963 zur Erfassung einer Muskeldystrophie entwickelt wurde. Mit dem Ziel, vorwiegend die Aktivität einzelner motorischer Einheiten zu erfassen, definierte Willison Spannungsänderungen des EMG-Signals von mindestens $100\mu\text{V}$ als „Turn“. Die Turnamplitude (TA) und Turnanzahl („Number of Turns“ = NT) hängen eng mit der Aktivität einzelner motorischer Einheiten zusammen. Beide zusammen können Auskunft über den Aktivitäts- und Ermüdungsgrad eines Muskels geben (Hayward 1983, Fuglsang und Frederiksen 1976/1985/1993, Strempel et al. 1999, Christova et al. 1999). Am M. trapezius wurde diese Auswertungsmethode der OEMG bisher nicht eingesetzt

1.2.3 Funktion der Pars sensoria des Plexus cervicalis

Die Schädigung sensibler Anteile des Plexus cervicalis verstärkt schmerzhaftes Schulterbeschwerden nach ND (Talmi et al. 2000). Im Rahmen der ND ist in Abhängigkeit vom Operationsumfang die Freilegung (Abb. 7) oder sogar Resektion dieser Strukturen erforderlich. Eine qualitative Erfassung der Funktion der Pars sensoria und schmerzhafter Schulterbeschwerden kann diesen Zusammenhang klären. Bewährte Methoden zur Erfassung der Hautsensibilität sind die Prüfung der Qualitäten warm/kalt und spitz/stumpf. Derartige Untersuchungen wurden bisher nach ND nicht durchgeführt.

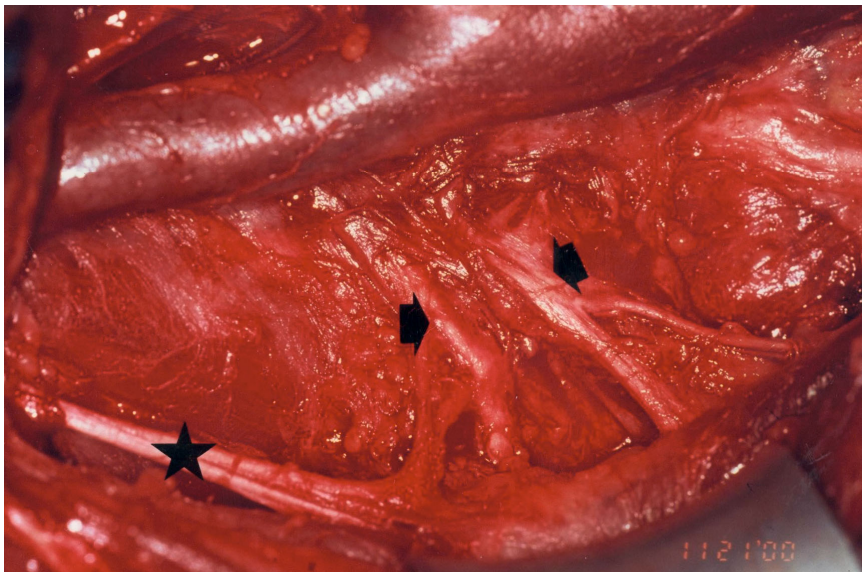


Abb. 7: Intraoperativer Situs bei einer MRND Typ 3. Plexus cervicalis (Pfeil) und N. accessorius langstreckig freigelegt.

1.2.4 Verfahren zur Einschätzung der Schulterfunktion

Nach operativen Eingriffen der Schulterregion spielt die Wiedereingliederung des Patienten in sein soziales und berufliches Umfeld eine entscheidende Rolle. Diese Rehabilitation hängt zum Teil davon ab, inwieweit der Patient fähig ist, die Routineaktivitäten im täglichen Leben durchzuführen und seine Lebensaufgaben wieder aufzunehmen (Constant und Murley 1987, 1991).

Das Ziel von Testverfahren zur Einschätzung dieser Situation besteht in der Erfassung des Schweregrades und der damit verbundenen Einschränkung bezüglich der Aktivitäten im täglichen Leben (Gallagher et al. 1996). Man kann subjektive, objektive und gemischt subjektiv/objektive Methoden unterscheiden. Subjektive Fragebögen geben die alleinige Einschätzung des Patienten wieder, objektive Methoden sind das Ergebnis einer

körperlichen Untersuchung. In Bezug auf die Schulterfunktion ersetzen diese Testverfahren nicht die Diagnostik, sie ergänzen vielmehr die objektive Untersuchung zu einem umfassenden Bild der Schulterfunktion (Constant und Murley 1989, Gemann 1999).

Constant-Murley Shoulder Score

Der „Constant-Murley Shoulder Score“ (CMS) wurde erstmals 1987 beschrieben (Constant und Murley 1991). Er besteht zu 35% aus einem subjektiven und zu 65% aus einem objektiven Teil. Es ist somit ein gemischt gewichtetes Testverfahren. Dem Patienten werden anhand eines festgelegten Kataloges Fragen mit mehreren Antwortmöglichkeiten zur subjektiven Einschätzung der Schulterfunktion gestellt. Diese Fragen dienen der Erfassung von Schmerzen und Einschränkungen durch die Schulterfunktionsstörung im täglichen Leben. Die Beweglichkeit der Schulter- und Armregion und die Schulterhebekraft wurden systematisch durch Messung der Arm- und Handbeweglichkeit und der Schulterhebekraft untersucht. Dieser objektive Teil beinhaltet die Untersuchung der aktiven, schmerzfreien Mobilität der Schulter und der Schulterhebekraft in Abduktion oberhalb der 90°-Ebene.

Die Ergebnisse werden nach einem Punkteschema bewertet. Dieses Verfahren wurde unter anderem zur Einschätzung der Schulterfunktion nach Therapie der „Frozen Shoulder“ (Dodenhoff 2000), Eingriffen an der Rotatorenmanschette (Kronberg et al. 1997, Gartsman 1998), der Bizepssehne, nach Stoßwellentherapie bei kalzifizierender Tendinitis der Schulter (Maier et al. 2000) und Behandlung von Humerusfrakturen (Zyto et al. 1995) eingesetzt. Der CMS wird offiziell von der European Society of Shoulder and Elbow Surgery empfohlen und gilt in Europa als evaluiert (Van den Ende et al. 1996, Skutek et al. 2000, Conboy et al. 1996). Zur Einschätzung von Schulterfunktionsstörungen nach ND wurde dieses Verfahren bisher nicht eingesetzt.

2. Zielstellungen

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, ein neues und praktikables Konzept zur Erfassung aller möglichen Einflussfaktoren auf Schulterfunktionsstörungen nach ND zu erstellen. Hierzu gehörten eine Störung des M. trapezius, die Einschätzung einer Schädigung des Plexus cervicalis und der Alltagstauglichkeit der Schulter.

Zu diesem Zweck war es erforderlich, eine Messeinrichtung zu entwickeln, welche die Funktion der pars superior des M. trapezius objektiviert. Simultan sollten hierzu die OEMG des oberen Trapeziusanteils und SHK oberhalb der Horizontalebene erfaßt werden. Für die quantitative Bewertung der Aktivität des M. trapezius sollten zur OEMG-Beurteilung entsprechende Auswertungsprogramme unter LabVIEW™ entwickelt werden.

Anhand einer Probandengruppe und jeweils einer pro- und retrospektiven Studie erfolgte die Evaluierung des Messplatzes, der OEMG/SHK- Methode und die Bewertung der Merkmale zur Erkennung einer Störung des M. trapezius nach ND.

Zur Einschätzung des Einflusses einer Schädigung des Plexus cervicalis auf schmerzhafte Schulterbeschwerden sollte die Funktion der sensiblen Anteile dieser Strukturen erfasst und in Beziehung zu postoperativ auftretenden Schulterschmerzen gesetzt werden.

Die Einschätzung der subjektiven und objektiven Einsetzbarkeit der Schulter und hieraus möglichen Beeinträchtigung des Patienten erfolgte durch den CMS. Die Ergebnisse sollten in Abhängigkeit vom operativen Umfang der ND und Vorliegen einer Trapeziusparese betrachtet werden.

Es ergaben sich folgende Zielstellungen:

1. Konzeption eines Messplatzes zur simultanen Erfassung der Trapeziusfunktion mittels der OEMG und SHK-Messung.
2. Untersuchung von OEMG-Merkmalen und der SHK in Abhängigkeit vom Geschlecht und Alter.
3. Erarbeitung und Einschätzung repräsentativer Merkmale der OEMG/SHK-Messung zur Beurteilung der Aktivität des M. trapezius nach ND.
4. Beurteilung des Stellenwertes neuer OEMG-Merkmale (s. 3.4.5).

5. Prüfung der Wertigkeit des Plexus cervicalis, des operativen Umfanges und einer Trapeziusparese für die Entstehung schmerzhafter Schulterbeschwerden nach ND.
6. Feststellung der Wertigkeit des CMS für die Beurteilung des Schweregrades einer Schulterfunktionsstörung und Beeinträchtigung des Patienten.
7. Erarbeitung eines Konzepts zur Diagnose, Therapie und Verlaufskontrolle von Schulterfunktionsstörungen nach ND.

3. Material und Methoden

3.1 OEMG/SHK des M. trapezius

3.1.1 Messstuhl

Eine Voraussetzung zum Vergleich von Körperkräften ist die Schaffung standardisierter Bedingungen. Das Belastungs-OEMG sollte in sitzender Position abgeleitet werden, wofür ein geeigneter Kraftmessstuhl gebaut wurde (Abb. 8).

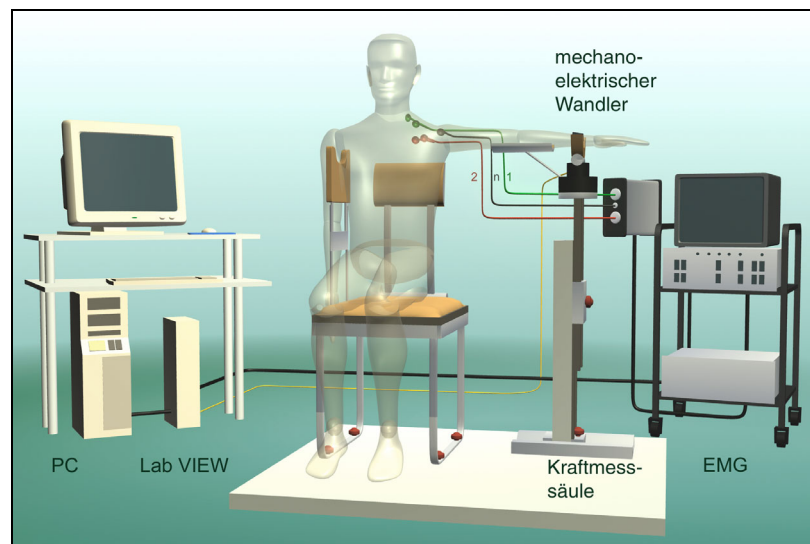


Abb. 8: Anordnung für die simultane OEMG/SHK-Messung des M. trapezius bestehend aus dem Messstuhl, der Kraftmesssäule, dem EMG-Gerät und PC zur Datenerfassung, Archivierung und Analyse.

Dieser Stuhl war auf einer Bodenplatte befestigt. Zur Stabilisierung des Oberkörpers wurde eine zusätzliche, seitliche Stütze für die Axilla der kontralateralen Seite angebracht.

Die Kraftmesssäule war über eine Schiene mit der Bodenplatte verbunden. Zur vollständigen Entspannung der Schulterhebemuskulatur wurde der Unterarm auf eine Stütze aufgelegt, welche fest mit der Kraftmesssäule verbunden war. Zur individuellen Anpassung an die jeweiligen Körperproportionen konnte die Kraftmesssäule in der Höhe und Entfernung zum Stuhl verstellt werden.

Zur Erfassung der Schulterhebekraft war am obersten Punkt der Kraftmesssäule ein mechano-elektrischer Wandler auf Dehnungsmessstreifenbasis angebracht. Die feste Ankoppelung des Armes wurde durch ein 3 cm breites, das Handgelenk umschließendes Band erreicht. Das vom Wandler erzeugte elektrische Kraftsignal gelangte über einen Brückenverstärker (Analog Device 5 B 38) zur Datenerfassungskarte (Data Acquisition Card = DAQ-Karte).

3.1.2 Schulterhebekraft

Durch Verschiebung des Muskels unter den Messelektroden gehen dynamische Untersuchungen mit größeren Veränderungen des OEMG-Signals einher (Mathiassen 1990). Zur Vermeidung dieses Effektes wurde eine isometrische Kontraktion in sitzender Stellung festgelegt. Die Armhaltung lässt sich genau charakterisieren (Abb. 9).

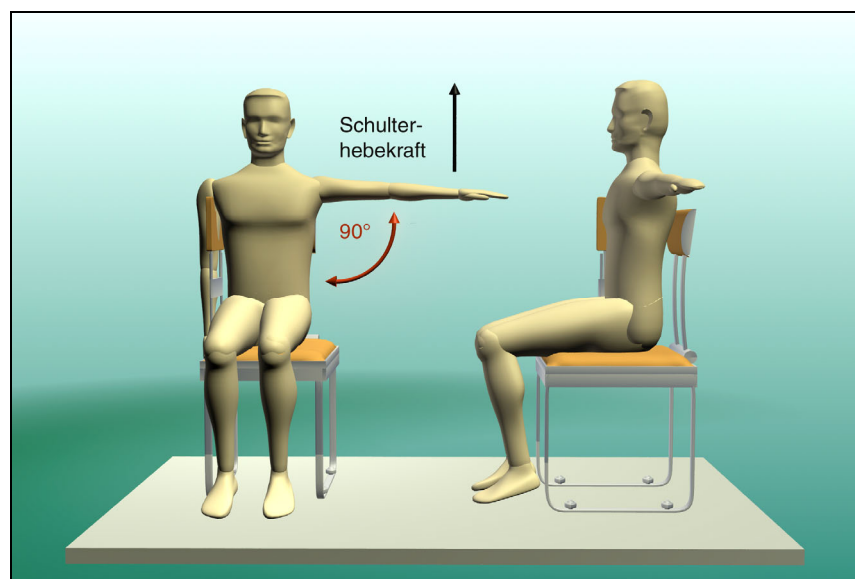


Abb. 9: Armposition während der Messung mit einem Höhenwinkel von 0° ,

Seitenwinkel 90° und einer Armreichweite von 100 %.

Die entwickelte Kraft ist ausschließlich dem oberen Trapeziusanteil zuzuordnen, welcher das Schulterblatt hebt (Abb. 1d). Sie wurde in unseren Untersuchungen als Schulterhebekraft (SHK) mit der Maßeinheit Newton (N) bezeichnet.

3.1.3 OEMG

Die OEMG-Ableitung erfolgte bipolar vom oberen und unteren Anteil des M. trapezius. Zur Anbringung der oberen Elektroden (Kanal 1) wurde eine Gerade zwischen C7 und dem Acromion gebildet. Nach Bestimmung des Mittelpunktes der Geraden (kleines Kreuz) wurde zwei Zentimeter lateral der Mittelpunkt zwischen den Elektroden (Balken) markiert (Jensen et al. 1993, Herrmanns 1997, Zipp 1993). Nach gründlicher Entfettung und Vorbereitung dieses Hautareals mit EPICONT[®]-Paste (Marquette Hellige Medical Systems, Freiburg, Deutschland) wurden zwei Einmalelektroden (\varnothing 2,5 cm) im Abstand von 2,5 cm in Verlaufsrichtung der Muskelfasern aufgebracht.

Zur Erfassung des unteren Trapeziusanteils wurde zwischen Th 5 und Acromion in analoger Weise ein Elektrodenpaar als Kanal 2 aufgeklebt. Hierbei war zu beachten, dass der Faserverlauf des oberen Anteils absteigend, des unteren Muskelanteils aufsteigend verläuft. Die Positionierung der Neutralelektrode erfolgte über dem Acromion (Abb. 10).

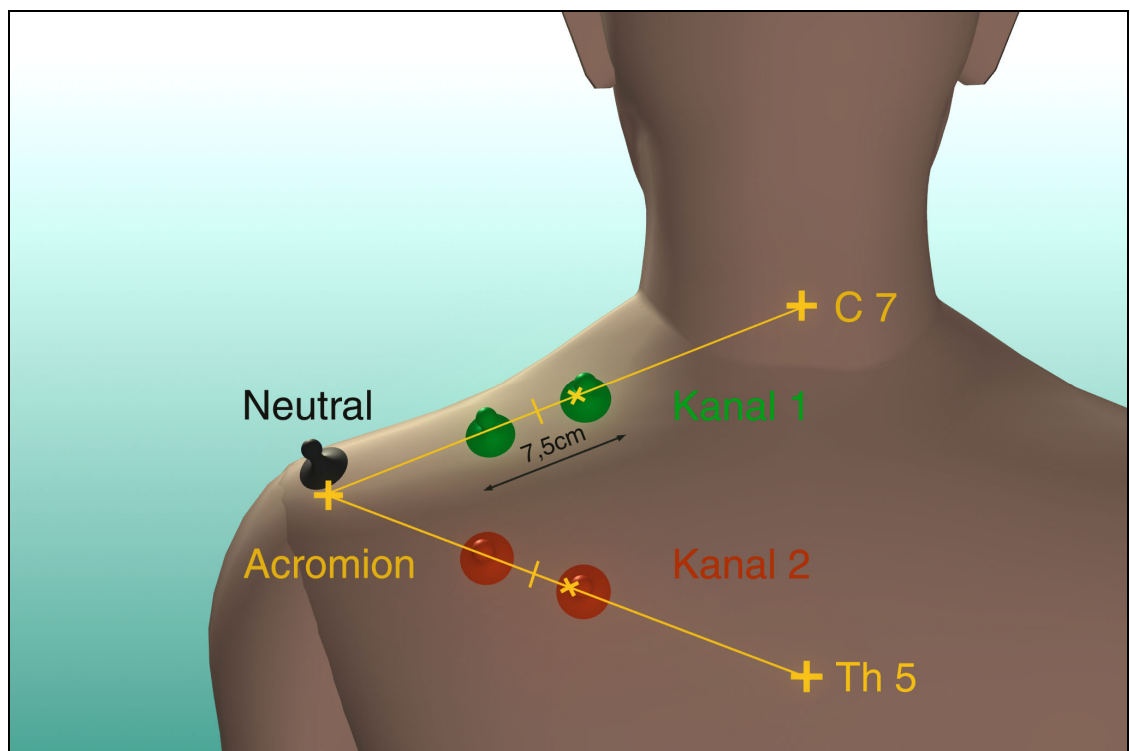


Abb. 10: Position der Elektroden in Beziehung zu den anatomischen Landmarken. Kanal 1: Bildung des Mittelpunktes zwischen C7 und Acromion (kleines Kreuz) und Markierung der Plateauregion 2 cm lateral (Balken); Abstand zwischen den

Außenrändern der Elektroden 7,5 cm. Kanal 2: analog zu Kanal 1 zwischen Th5 und Acromion.

Durch die Elektrodenposition von Kanal 1, welche der sogenannten „Plateauregion“ entspricht (Jensen et al. 1993), war gewährleistet, dass maximale EMG-Signalamplituden bei 90° Abduktion abgeleitet werden konnten. Die Elektrodenpaare wurden inklusive der Neutralelektrode mit dem Vorverstärker des EMG-Gerätes verbunden.

Für die Messungen wurde ein Elektromyographiegerät der Firma DANTEC vom Typ Cantata™ (DANTEC ELECTRONIC, Dänemark) verwendet. Der Frequenzgang betrug 2-1000 Hz, die Eingangsspannung ± 5 mV, die Ausgangsspannung ± 1 V. Die Impedanz zwischen der Mess- und Neutralelektrode lag zwischen 5 und 20 k Ω . Über einen Analogausgang des EMG-Gerätes wurden die Kanäle über einen Trennverstärker (Analog Device 5 B 41) mit der DAQ-Karte verbunden. Zur Datenerfassung wurde eine DAQ-Karte des Typs PCI-MIO-16 XE 50 (National Instruments™) verwendet. Es wurden insgesamt 3 Analogeingänge (Kraftsignal und zwei OEMG-Kanäle) genutzt. Die Datenübernahme erfolgte mit einem PC PENTIUM I 166 MHz mit 32 MB RAM und unter Verwendung des Betriebssystems WINDOWS 95. Weitere Daten zur Geräteeinstellung sind auf S. 30 aufgeführt.

3.2 Untersuchungsprogramme

3.2.1 Allgemeines

Die Messung wurde sitzend durchgeführt. Zur Erreichung der 90° Abduktionsstellung des Armes musste die Kraftmesssäule in die entsprechende Position gebracht werden. Nach Anpassung der Entfernung zum Messstuhl und der Säulenhöhe wurde der Arm auf der Stütze gelagert und an den mechano-elektrischen Wandler gekoppelt. Während der Untersuchung konnte der Patient auf dem PC-Bildschirm die momentan ausgeübte Kraft erkennen. Die Höhe der Belastung wurde nicht von der Messeinrichtung vorgegeben. Sie entsprach einer willkürlichen Kontraktion, welche vom Untersucher mit Hilfe der Bildschirmdarstellung gesteuert wurde. Der eigentliche Untersuchungsablauf zur Erfassung der Kontraktionskraft des oberen Trapeziusanteils bestand aus zwei Teilen und wurde für jede Seite getrennt durchgeführt:

1. maximal willkürliche Schulterhebekraft
2. rampenförmig zunehmende Schulterhebekraft

3.2.2 Maximale Schulterhebekraft

Der Untersuchte wurde gebeten, die Schulterhebekraft übergangslos vom Zustand der völligen Entspannung zur maximal willkürlichen Kontraktion (MWK) zu entwickeln. Der Zeitraum der MWK betrug im Beispiel (Abb. 12) 4 Sekunden mit 1 - 2 Sekunden Vor- und 4 - 5 Sekunden Nachlaufzeit. Es entstand eine plateauartige Kraftmesskurve und eine Gesamtmesszeit dieses Abschnittes von 10 Sekunden (Abb. 11). Dieses Vorgehen entsprach der Rechteckmethode nach Kroemer (1977). Es folgte eine Erholungszeit von 5 Minuten. Dieses Verfahren wurde bei der Kraftmessung an Probanden eingesetzt.

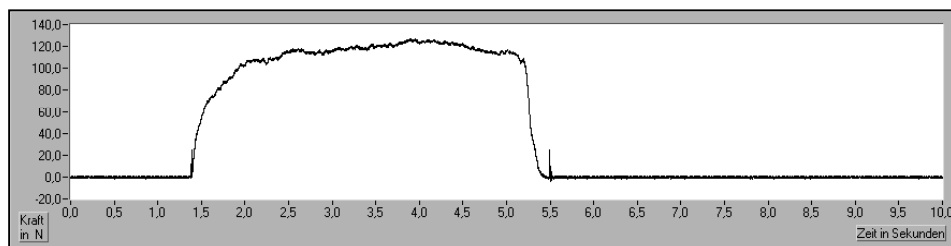


Abb. 11: Graphische Darstellung der maximalen SHK eines Probanden in LabVIEW™.

3.2.3 Rampenförmig ansteigende Schulterhebekraft

Hierbei wurde der Untersuchte gebeten, die Schulterhebekraft von der völligen Entspannung auf die MWK in einer Zeit von 3 - 5 Sekunden linear zu steigern bei gleicher Vor- und Nachlaufzeit wie bei der maximalen Schulterhebekraft (Abb. 12). Hierdurch entstand eine rampenförmige Kraftmesskurve entsprechend der Methode nach Rühmann et al. (1985). Es folgte eine Erholungszeit von 5 Minuten. Dieses Verfahren wurde an Patienten nach Neck dissection eingesetzt.

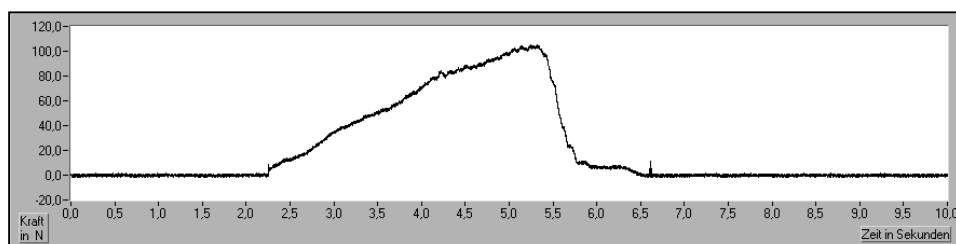


Abb. 12: Graphische Darstellung der kontinuierlich ansteigenden SHK (Rampenmethode) eines Probanden in LabVIEW™.

3.3 Erläuterung zur Entwicklung der Datenerfassung

Die verwendete Software der Firma National Instruments™ (Biobench™; LabVIEW™) ist eine graphisch programmierbare Entwicklungsumgebung zur Erstellung virtueller Messinstrumente. Hierdurch kann mit Hilfe einfacher, graphischer Verknüpfungen ein Anwender messtechnische Aufgabenstellungen mit dem PC ohne Aufwand lösen. Zur Erfassung der simultanen OEMG/SHK-Messung des M. trapezius wurden drei Entwicklungsstufen des Messplatzes durchlaufen. In der **ersten Stufe** wurden zur Evaluierung der Messvorrichtung die Signale simultan und zeitgleich zur Untersuchung mittels Biobench™ visualisiert. In der **zweiten Stufe** folgte die Darstellung und Analyse mittels standardisierter virtueller Instrumente (VI) unter LabVIEW™. Die Erarbeitung spezieller VI ermöglichte in der **dritten Stufe** mit Hilfe merkmalsbezogener Algorithmen eine gezielte Datenanalyse.

3.3.1 Messplatzentwicklung

Die erste Stufe diente der Überprüfung der Messplatzeignung. Im Rahmen von Vorversuchen an Probanden erfolgte dies mit Hilfe der Anwendungssoftware Biobench™.

Die Signale der OEMG-Kanäle und des Kraftwandlers wurden über einen Trennverstärker einer DAQ-Karte zugeführt und mittels Biobench™ graphisch dargestellt (Abb. 13).

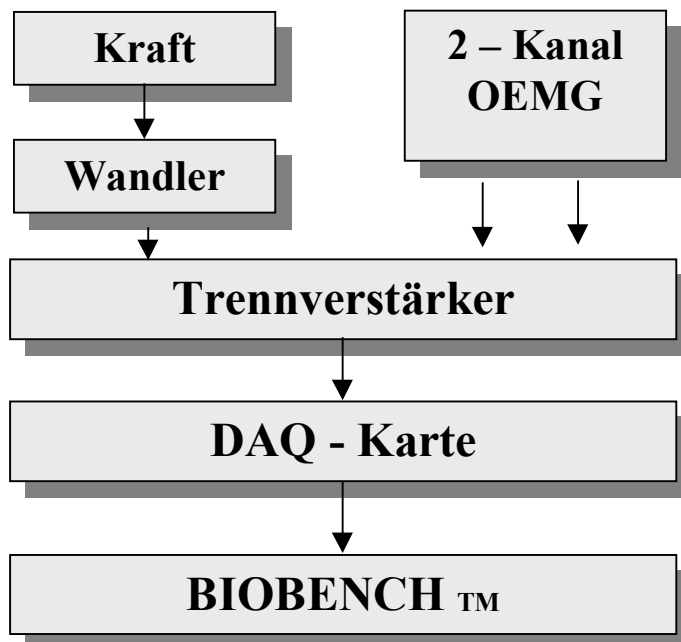


Abb. 13: Schema des Messplatzes zur Visualisierung der Messergebnisse. Simultane Erfassung von OEMG und Schulterhebekraft, Darstellung der Daten mit BioBench™ über einen Trennverstärker und der DAQ-Karte.

Hierdurch konnte die zeitliche Synchronisierung der Kraft- und OEMG-Signale gezeigt werden. Darüber hinaus ermöglichte diese Darstellung eine Eichung des Kraftwandlers und die Festlegung der Verstärkung des OEMG-Signals. (Abb. 14).

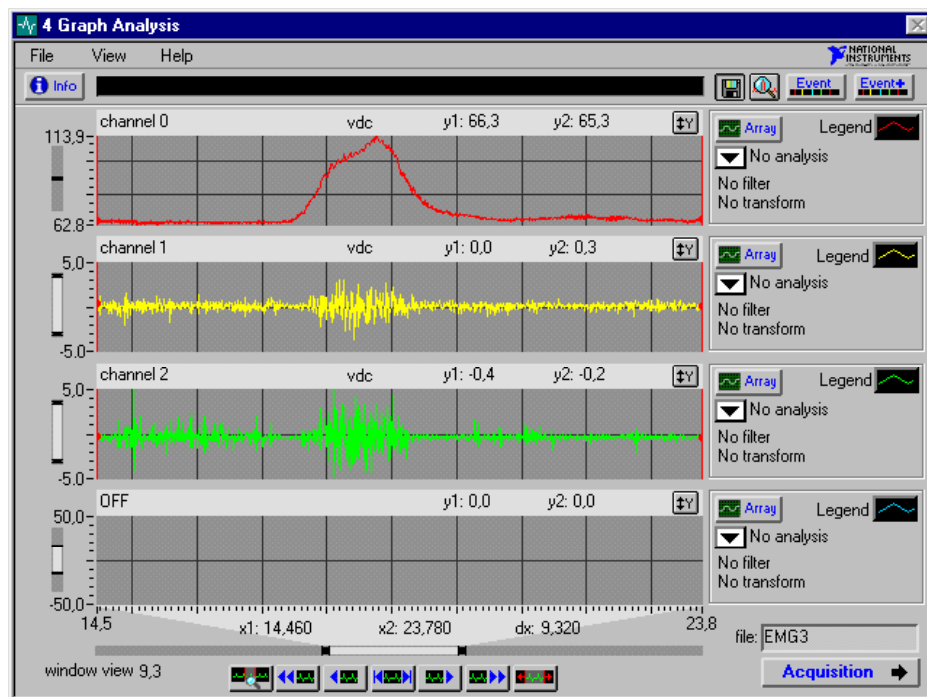


Abb. 14: 14:Graphische Darstellung des Kraftsignals (rot) und des OEMG des M. trapezius bezogen auf die Zeit mit Biobench™ gelb Kanal 1, grün Kanal 2, unteres Fenster keine Anzeige.

Es wurden folgende Einstellungen und Messbereiche festgelegt:

| | |
|---------------------------|--------------|
| OEMG – Abtastrate | 2000/Sekunde |
| OEMG – Verstärkungsfaktor | 1000 |
| OEMG – Amplituden | +/- 5V |
| Kraft | 0 – 250 [N] |

3.3.2 Nutzung standardisierter VI aus LabVIEW™

In der zweiten Stufe wurden Standard VI aus den Bibliotheken von LabVIEW™ verwendet. Diese Standard VI wurden zum direkten Schreiben von Messwerten in Dateien und zur Speicherung im „Integer 16“-Format eingesetzt (Abb. 15).

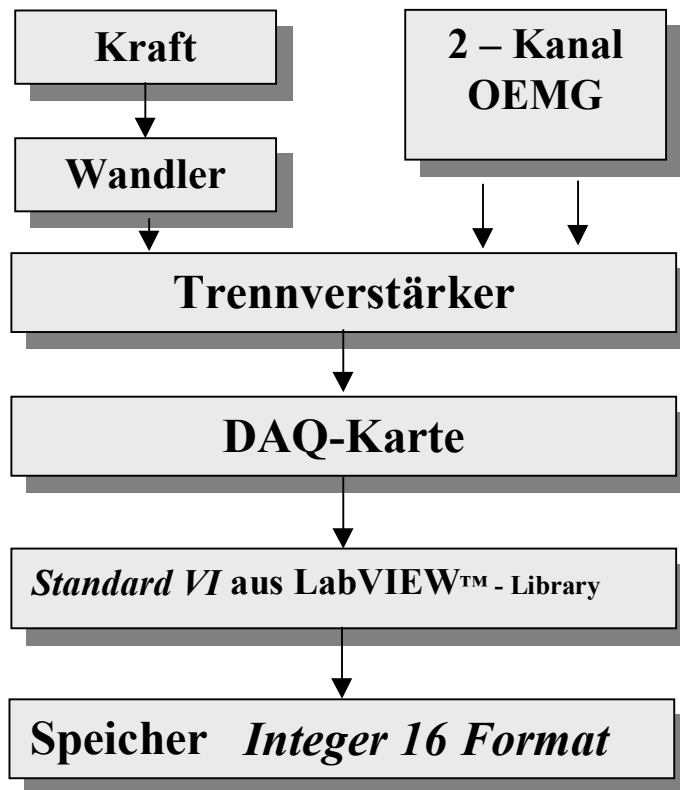


Abb. 15: Einsatz standardisierter virtueller Instrumente zur Erfassung der simultanen OEMG /SHK-Messung.

Für die spätere Datenanalyse war hierdurch die geordnete Ablage der Messwertdateien möglich. Die Messwerte konnten unter LabVIEW™ eingelesen und angezeigt werden. Die graphische Darstellung erfolgte als X/Y-Diagramm. Zur Darstellung eines zeitlichen Zusammenhanges wurden simultan die Schulterhebekraft und OEMG-Signale des oberen Trapeziusanteiles (Abb. 16) abgebildet.

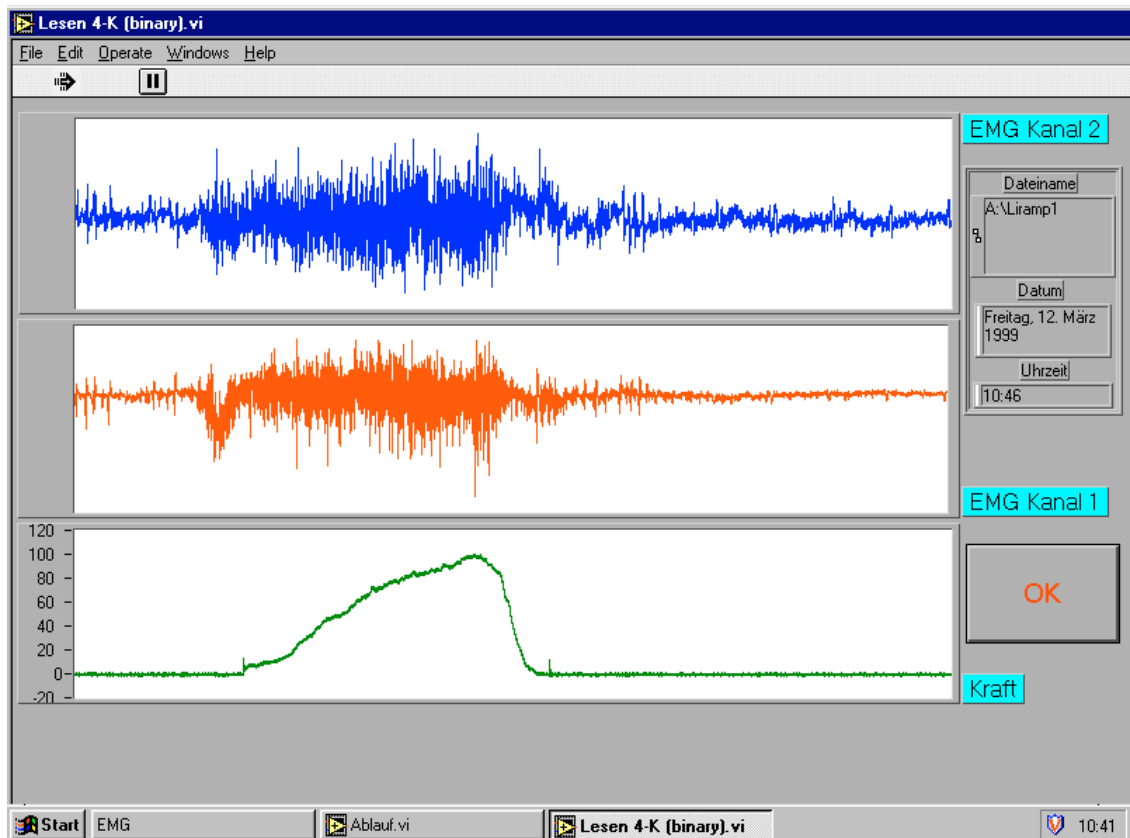


Abb. 16: Simultane Darstellung der Schulterhebekraft (grün) und der OEMG Kanäle 1 (rot) und 2 (blau) am Beispiel eines rampenförmigen Kraftanstieges unter LabVIEW™.

3.3.3 Anwendungsspezifisches Erfassungs- und Analysesystem von OEMG-Signalen unter LabVIEW™

Die dritte Stufe war durch den Einsatz spezieller VI gekennzeichnet. Neben der Nutzung vorhandener LabVIEW™-Bibliotheken für eine komfortable Datenhandhabung, Eichung und Verwaltung von Voreinstellungen und Patientendaten war hier die Erarbeitung neuer, themenbezogener Algorithmen zur Bewertung der OEMG/SHK-Signale möglich. Die Datenerfassung und –speicherung wurde wie in der ersten Entwicklungsstufe durchgeführt. Es erfolgte offline die Datenanalyse mittels neu entwickelter VI unter LabVIEW™ (Abb. 17).

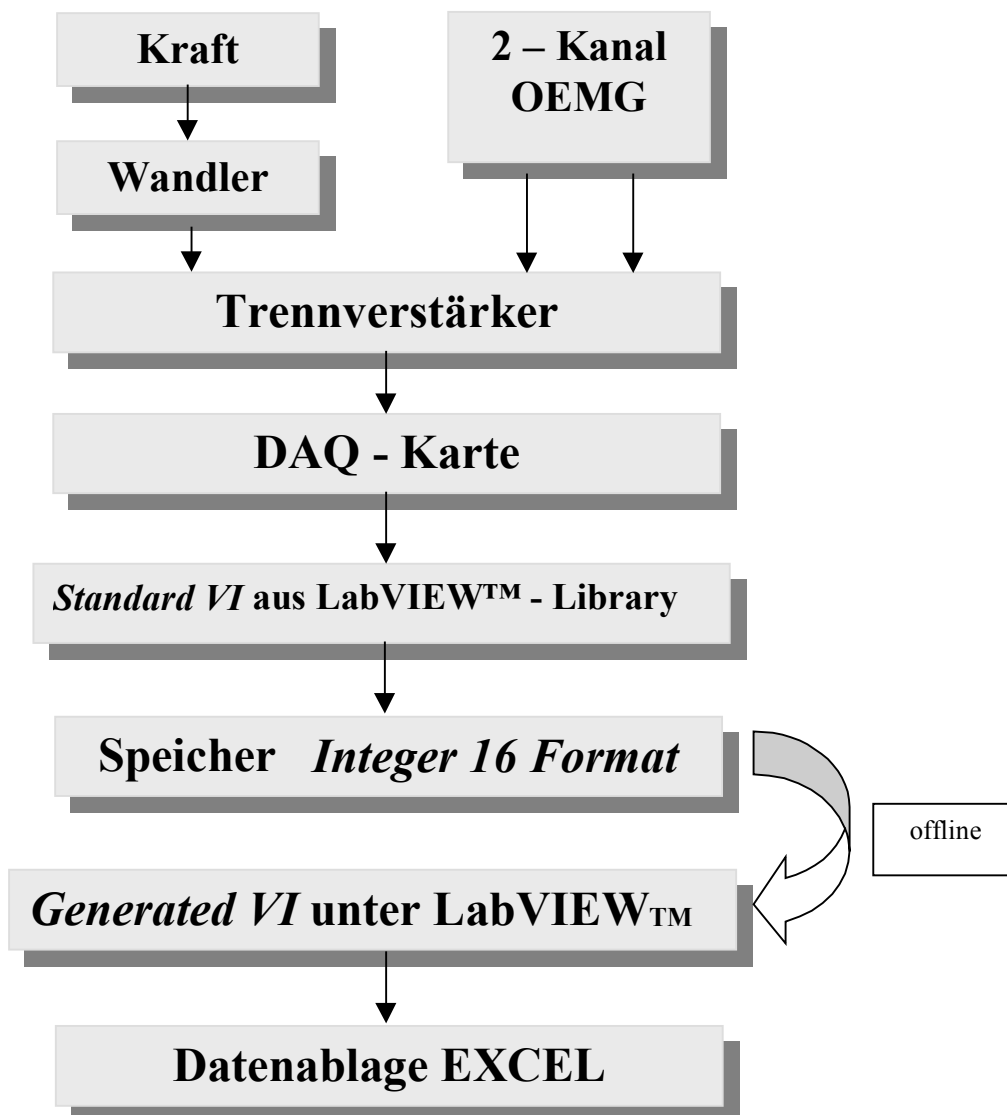


Abb. 17: Einsatz virtueller Instrumente zur online-Erfassung der simultanen OEMG/SHK Messung. Datenanalyse offline mittels Anwendung spezieller LabVIEW™-Auswertungsverfahren und Datenablage in EXCEL.

3.4 Auswertungsverfahren

3.4.1 Merkmale

Mit steigender Kontraktion nimmt beim Gesunden nicht nur die Anzahl, sondern auch die Frequenz der Depolarisationen rekrutierter, motorischer Einheiten zu. Dieser Effekt sollte anhand der Veränderungen der Amplitude und Frequenz des OEMG-Signals untersucht werden. Aus der Vielzahl bisher in der Literatur verwendeter OEMG Auswertungsverfahren wurden sieben Merkmale zur amplituden- oder frequenz- und amplitudenbezogenen Analyse ausgewählt (Abb. 18).

| | |
|--|-------|
| <u>amplitudenbezogen :</u> | |
| - Root Mean Square | (RMS) |
| <u>amplituden- und frequenzbezogen:</u> | |
| - Median Frequency | (MF) |
| - Mean Power Frequency | (MPF) |
| - Frequenzverhältnis | (FV) |
| - Turnanalyse | |
| Anzahl der Turns | (NT) |
| Amplitude / Turn | (MAT) |
| Anstieg / Turn | (MST) |

Abb. 18: Berechnete OEMG-Merkmale.

3.4.2 Zeitintervalle der Auswertung

Zur Darstellung des Kraftanstiegs wurde der rampenförmige Kontraktionsverlauf ausgewertet. Sie besitzt den Vorteil der Erfassung aller Niveaus der Kraftentwicklung. Der Maximalwert wurde hierbei mit der MWK gleichgesetzt. Bezogen auf diese Maximalkraft wurden fünf Zeitintervalle (T1-T5) von jeweils einer Sekunde festgelegt und Kraftniveaus zugeordnet. Diese Intervalle beinhalteten jeweils 2000 Meßwerte vor Erreichen von 1, 20, 50, 80 und 100 % der MWK. In diesen Zeitintervallen wurden aus den OEMG-Signalen die Merkmale errechnet (Abb. 19). Aufgrund der Wahl der Zeitintervalle waren Überlappungen der Fenster unvermeidbar.

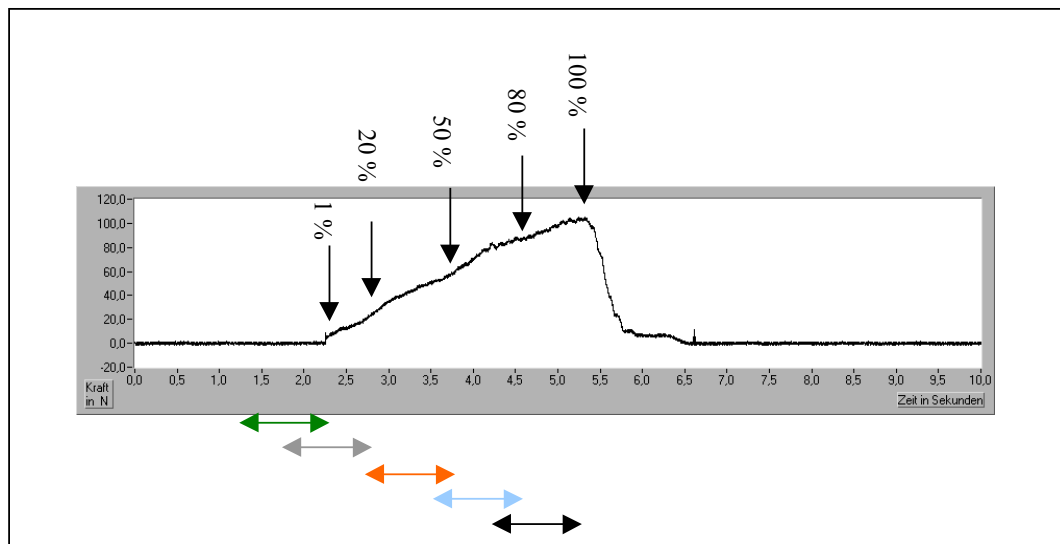


Abb. 19: Zuordnung der festgelegten Zeitintervalle (grün=T1, grau=T2, orange=T3, blau=T4, schwarz=T5) zur prozentualen Schulterhebekraft bei der rampenförmig zunehmenden Schulterhebekraft.

3.4.3 Normierung der Messdaten zur Interpretation

Die Größe des OEMG-Signals schwankt je nach Beschaffenheit des Unterhautfettgewebes und Muskels, der Temperatur der Hautoberfläche und in Abhängigkeit des Hautwiderstandes (Merletti und De Luca 1989). Aus diesem Grund ist der quantitative Vergleich absoluter Werte der OEMG-Merkmale wenig aussagekräftig. Obwohl die normierte Elektrodenanbringung diese Fehlerquellen weitestgehend minimiert, ist eine Referenzantwort zu suchen. Zu diesem Zweck hat sich die prozentuale Normierung des aktuellen OEMG-Wertes an der Höhe dieses Wertes bei der MWK bewährt. Mit Hilfe dieses Vorganges können alle EMG-Qualitäten in prozentuale Aktivierungen umgerechnet werden (Kumar und Mital 1996, Müller 1989). In unseren Untersuchungen führten wir eine Normierung für alle OEMG-Merkmale durch.

3.4.4 Amplitudenbezogene Auswertung

RMS

Dieses Merkmal ist eine Größe, die sich ausschließlich aus den Amplituden (Spannung in [V]) bezogen auf die Zeit des OEMG-Signals ergibt. Die Frequenz hat auf diesen Wert keinen Einfluss. Die RMS ist definiert als der quadratische Mittelwert der Signalamplituden (U). Hierdurch wird eine Gleichrichtung der Beträge erreicht, d.h. die Ausschläge um die Nulllinie „hochgeklappt“. Hierdurch wird eine Auslöschung von Beträgen unterschiedlichen

Vorzeichens verhindert und die tatsächliche Muskelaktivität wiedergespiegelt. Dieses Merkmal ist als Standard VI in LabVIEW™ vorhanden.

$$\text{RMS} = \sqrt{\sum (U_i^2) \cdot 1/n}$$

3.4.5 Frequenz- und amplitudenbezogene Auswertung

Fast Fourier Transformation (FFT)

Das Ziel der FFT ist es, ein beliebiges wellenförmiges Signal (Spannung nach Zeit) durch eine Summe von Sinus- und Cosinusfunktionen auszudrücken. Mit Hilfe der FFT wird die Spannung des Signals, auf die Frequenz bezogen, dargestellt. Bei Anwendung der FFT am OEMG-Signal erhält man hierdurch eine quantitative Darstellung des Frequenzspektrums. Diese Darstellung der Amplitudenverteilung wird auch als Power Spektrum bezeichnet und bildet die Grundlage der Merkmale MF, MPF und FV. Diese Merkmale beschreiben die Verteilung des Power Spektrums in unterschiedlicher Weise. Die Power density ist ein Begriff, der die Verteilung des Power Spektrums beschreibt. Bei zunehmender Kontraktion nimmt beim gesunden Muskel die Power density hoher Frequenzen im Power Spektrum zu, bei muskulärer Ermüdung kommt es zur Verschiebung der Power density zu niedrigen Frequenzen (Arendt Nielsen 1985, Larsson et al. 1995, Öberg et al. 1994). (Abb. 20).

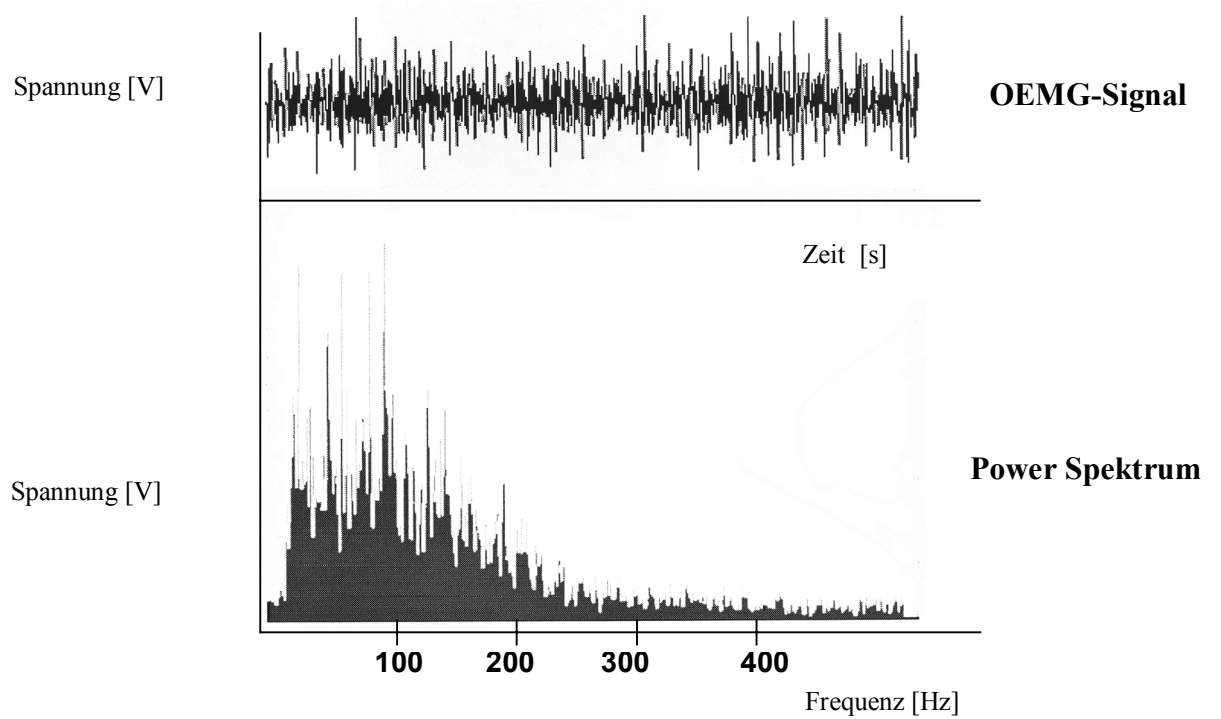


Abb. 20: Oberer Teil: OEMG Signal bei 50 % der maximalen, willkürlichen, isometrischen Kontraktion des M. trapezius. Unterer Teil: Quantitative Darstellung des Frequenzspektrums (Power Spektrum) nach der FFT, welches hauptsächlich Frequenzen zwischen 0 und 200 Hz enthält.

Insbesondere die Begriffe der MF und MPF wurden bisher uneinheitlich verwendet und bedürfen der genauen Definition.

MF

Im Power Spektrum wird für einen Frequenzbereich ($f_1 = 2 \text{ Hz}$; $f_2 = 1000 \text{ Hz}$) durch Integration die Fläche unter der Kurve berechnet. Die Median Frequency ist als die Frequenz festgelegt, bei der die Fläche unter der Kurve genau in zwei gleiche Teile aufgeteilt wird (Abb. 21).

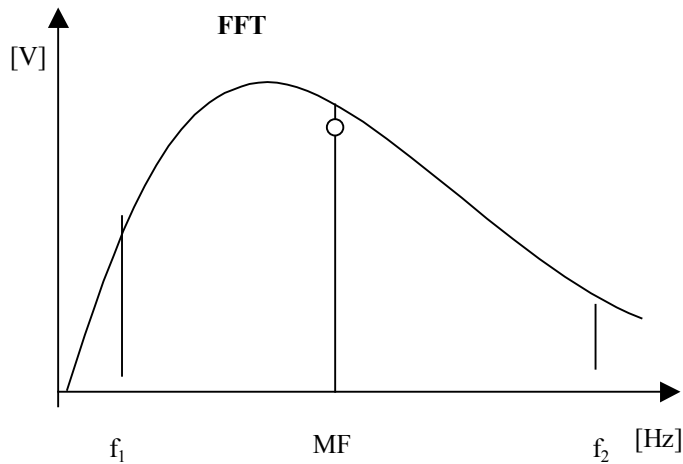


Abb. 21: Schema der Ermittlung der MF aus dem Power Spektrum.

Die MF hat die Einheit [Hz] und ist definiert als (Bilodeau 1995):

Zur Berechnung der MF wurde ein spezielles VI unter LabVIEW™ programmiert.

$$MF = \int_{f_1}^{MF} U(f) df = \int_{MF}^{f_2} U(f) df = \frac{1}{2} \int_{f_1}^{f_2} U(f) df$$

MPF

Bei der Berechnung der MF wurden alle Frequenzen des Power Spektrums gleich berücksichtigt. Bei der MPF hingegen erfolgt eine Gewichtung des Power Spektrums durch Multiplikation mit der Frequenz f (Zähler). Hohe Frequenzbereiche werden hierdurch bei der MPF in stärkerem Maße gewichtet als bei der MF (Abb. 22).

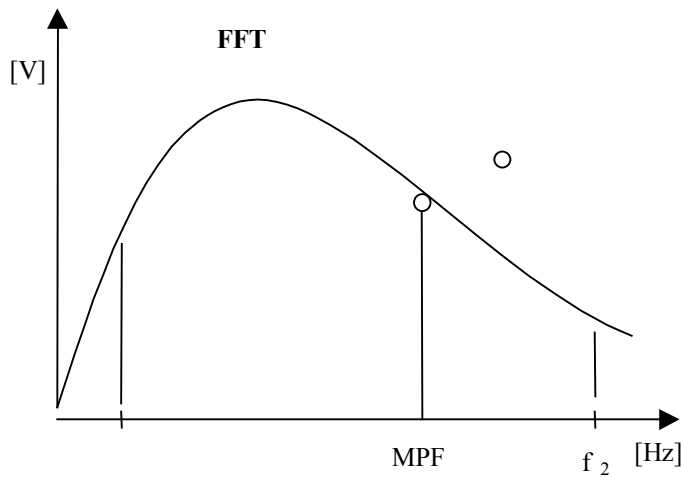


Abb. 22: Schema der Ermittlung der MPF aus dem Power Spektrum.

Dieses Merkmal mit der Einheit [Hz] ist definiert als (Bilodeau 1995):

$$MPF = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f U(f) df}{\int_{f_1}^{f_2} U(f) df}$$

Die MPF wurde als spezielles VI unter LabVIEW™ programmiert.

Frequenzverhältnis (FV)

Aus dem Power Spektrum wurden zwei Frequenzintervalle ausgewählt: ein unterer von 5 – 20 Hz (U_1) und ein oberer von 20-100 Hz (U_2). Für beide Frequenzbereiche wurde der arithmetische Mittelwert (\bar{U}) der Amplituden bestimmt und in ein Verhältnis zueinander gesetzt (Abb. 23). Als Ausdruck der Eigenfrequenzen der motorischen Einheiten ergab sich ein Wert, welchen wir als Frequenzverhältnis bezeichnet haben (FV):

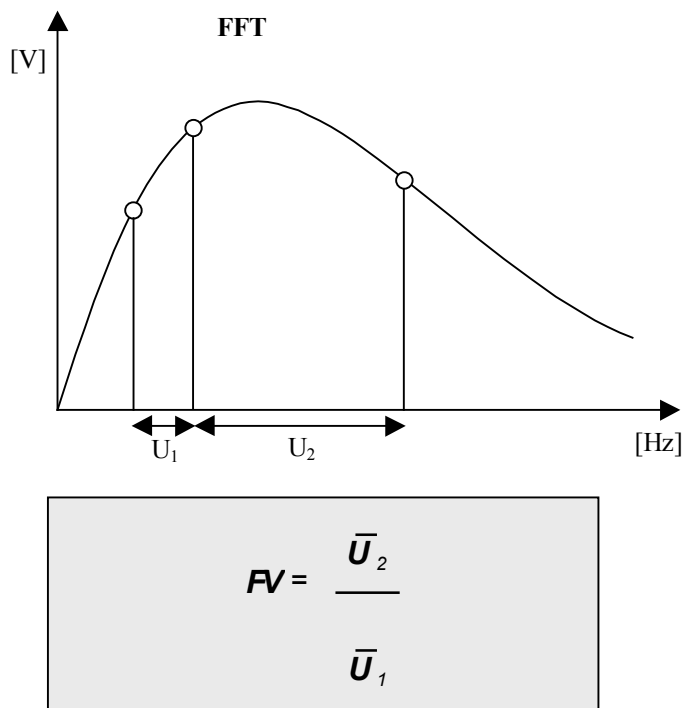


Abb. 23: Schema der Ermittlung des FV aus dem Power Spektrum.

Dieses Merkmal ist ohne Dimension; zur Berechnung wurde ein spezielles VI unter LabVIEW™ programmiert.

Turnanalyse nach Willison

Grundlage des Verfahrens nach Willison ist die Erfassung und Analyse der Spannungsänderungen im OEMG durch Festlegung bestimmter Kriterien mit dem Ziel der Analyse des Interferenzmusters. Willison definierte jede Spannungsänderung als sogenannten Richtungswechsel (Turn) des Signals, wenn die Spannung U größer oder gleich $100\text{ }\mu\text{V}$ war.

Für unsere Untersuchungen verwendeten wir diese von Willison festgelegten Empfehlungen. In die Auswertung kamen die drei Merkmale NT, MAT und MST. Sie wurden in den genannten Zeitintervallen durch Programmierung spezieller VI unter LabVIEW™ berechnet (Abb. 24).

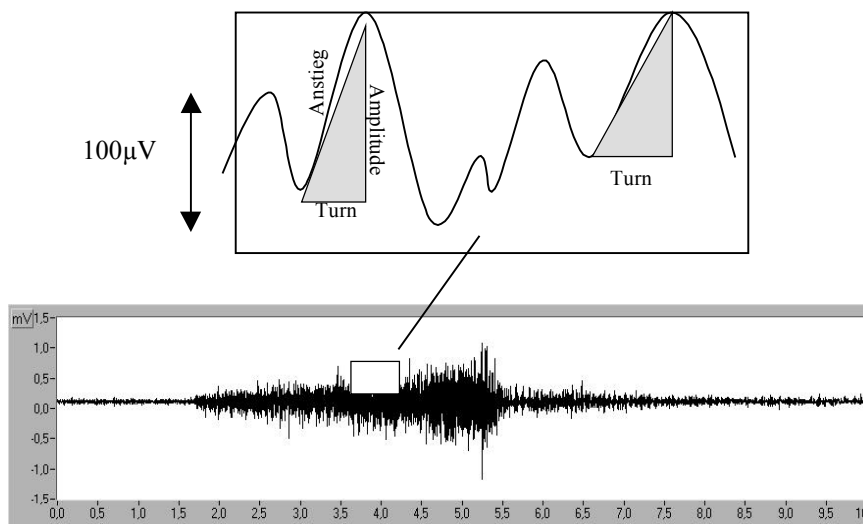


Abb. 24: Vergrößerter Ausschnitt aus OEMG-Signal. Schematische Darstellung der Turns, der Turnamplitude und des Turnanstiegs.

Anzahl der Turns (Number of Turns oder NT)

Die Anzahl der Turns wurde in zwei Schritten errechnet. Im ersten Teil erfolgte die Analyse der Signalamplitude. Zwei aufeinanderfolgende Amplitudenwerte wurden hierbei solange aufsummiert, bis der absolute Betrag $> 100\text{ }\mu\text{V}$ war. Als Zwischenergebnis ergab sich bei positiver Amplitudensumme „+1“, bei einer negativen Summe „-1“ und bei Nichtüberschreiten der $100\text{ }\mu\text{V}$ -Grenze eine „0“. Hieraus resultierten bei insgesamt 2000 Messpunkten ebenso viele Zwischenergebnisse. Die zweite Stufe erkannte aus der Abfolge der mit „+1, 0, -1“ bewerteten Zwischenergebnisse, ob ein Richtungswechsel vorlag. Jeder Vorzeichenwechsel wurde als ein Turn gewertet und zur Anzahl der Turns im Zeitintervall aufsummiert (PAP 1 und 2, s. Anhang). Bei fehlendem Vorzeichenwechsel wurde dies nicht gewertet. Für die Berechnung der mittleren Amplituden- und Anstiegssummen der Turns wurden in einem ersten gemeinsamen Schritt „potentielle“

Turns, d. h. Richtungswechsel der Signalspannung ermittelt. Sowohl der Zeitpunkt als auch die Amplitude dieser „potentiellen“ Turns wurden gespeichert (PAP 1 und 2, s. Anhang 3-5). In einem zweiten Schritt erfolgte die Berechnung der mittleren Amplitudensumme und Anstiege der Turns mit einer Amplitude $> 100 \mu\text{V}$.

Mittlere Amplitude/ Turn (MAT)

Hier wurden zunächst Richtungswechsel der Signalspannung $\leq 100 \mu\text{V}$ als Turn erkannt. Für alle Turns wurden die Absolutbeträge der Amplitudenänderungen summiert und gemittelt. Man erhielt die mittlere Amplitude/Turn mit der Einheit [V pro Turn]. Dieser Algorithmus ist in PAP 5 (s. Anhang 6 und 8) dargestellt.

Mittlerer Anstieg/ Turn (MST)

Zur Berechnung dieses Merkmals wurden wie bei der Bestimmung der Amplitude/Turn zunächst Richtungswechsel der Signalspannung $U > 100 \mu\text{V}$ als Turn erkannt. Aus der Zeitdifferenz zwischen Beginn und Ende des einzelnen Turns und der Amplitudenänderung kann durch Bildung eines Verhältnisses der Anstieg des Turns berechnet werden. Nach Aufsummierung dieser Werte und Mittelung folgte hieraus eine Größe mit der Einheit [V/s pro Turn] (PAP 4, s. Anhang 6 und 7).

3.4.6 Archivierung der Primärdaten und Ergebnisse der OEMG/SHK-Messung

Die Speicherung der Primärdaten erfolgte als LabVIEW™ Messwertdatei im Integer 16 Format.

Jedem Patienten wurde ein fortlaufend nummerierter Ordner zugewiesen. Die einzelnen Messungen wurden bezeichnet und in dem Ordner pro Untersuchungstermin abgelegt. Bei den Probanden waren somit in jedem Patientenordner 6 Dateien enthalten. Die Dateien wurden entsprechend dem durchgeführten Untersuchungsschritt benannt. Die Bezeichnungen hierfür lauteten:

Kraftmax für die maximale willkürliche Schulterhebekraft

Rampe für die rampenförmig zunehmende Schulterhebekraft

An diese Bezeichnungen wurde zur Erkennung der gemessenen Seite **re** oder **li** angehängt.

Für die Probanden und die retrospektiv gemessenen Patienten ergaben sich somit pro Patientenordner 6 Dateien. In der prospektiv gemessenen Gruppe wurde jedem Patienten pro

Untersuchungstermin ein Unterordner mit der Bezeichnung :

- **Präop** für präoperativ
- **Postop1** für 14 Tage postoperativ
- **Postop2** für 3 Monate postoperativ
- **Postop3** für 6 Monate postoperativ

hinzugefügt.

3.4.7 Weiterverarbeitung und Normierung der Messdaten

Es erfolgte unter LabVIEW™ die Auswertung im Spreadsheetformat. Die Daten wurden als ASCII umformatiert und über EXCEL™ in SPSS™ zur Auswertung importiert. Anschließend erfolgte die Normierung und statistische Auswertung der Daten.

| | Programm | Dateiformat |
|-------------------------------------|----------|-------------|
| Datenerfassung | LabVIEW™ | Integer 16 |
| Datenauswertung | LabVIEW™ | Spreadsheet |
| Zusammenfassung der Merkmale | EXCEL™ | ASCII |
| Statistische Auswertung | SPSS™ | ASCII |

Tab. 1: Schematische Darstellung der Datenerfassung und Weiterverarbeitung.

3.5 Wertigkeit der Pars sensoria des Plexus cervicalis für die Entstehung schmerzhafter Schulterbeschwerden nach ND

Zur Erfassung der Oberflächensensibilität der cervicalen Haut wurden qualitative Untersuchungsverfahren verwendet. Den zugeordneten Hautarealen entsprechend wurden sensible Qualitäten geprüft (Abb. 4).

3.5.1 Thermische und taktile Sensibilität

Die Temperatursensibilität wurde für „warm“ und „kalt“ untersucht. Für die Warmprüfung wurde Wasser von 44° C aus dem „Wasser Kalorisator“ (Hortmann GmbH, Berlin) in einem Erlenmeyerkolben auf die Haut des jeweiligen Areals aufgebracht. Nach einer Untersuchungspause von 5 Minuten führten wir die Prüfung der Qualität „kalt“ durch. In einem zweiten Erlenmeyerkolben wurde unter Kontrolle der Temperatur Wasser mit Eis auf 5° C abgekühlt und in analoger Weise untersucht. Zur Erfassung der Qualitäten „spitz“ und „stumpf“ wurde eine Nadel verwendet. Wie bei der thermischen Prüfung wurde im Zentrum jedes Areals entweder die spitze oder stumpfe Seite einer Sicherheitsnadel auf die Haut gedrückt (De Jong und Haerer 2000).

Die Angaben des Patienten wurden auf einem Erfassungsbogen dem Hautareal zugeordnet und als „wahrgenommen“ oder „nicht wahrgenommen“ dokumentiert (s. Anhang).

3.5.2 Schmerzen

Zu jedem Untersuchungszeitpunkt wurden die Patienten entsprechend der „categorical verbal rating scale“ nach Schmerzen in Ruhe und bei Bewegung befragt (Au 1994). Die Schmerzintensität wurde den Zahlen von 0-3 zugeordnet, wobei 0 keinem, 1 geringem, 2 mäßigem und 3 starkem Schmerz entsprach, und dokumentiert (s. Anhang).

3.6 Erfassung der Schulterfunktion

3.6.1 Constant –Murley Shoulder Score (CMS)

Es handelt sich um einen mehrteiligen Test, bestehend aus Fragen zu Schmerzen, Alltagsaktivitäten, zum Bewegungsumfang der Schulter/Armregion und einer SHK-Messung. Im einzelnen sind diesen Rubriken maximal erreichbare Punktescores zugeordnet. Bezüglich Schmerzen entsprachen 15 keinen, 10 leichten, 5 mäßigen und 0 starken Beschwerden. Die Alltagsaktivitäten werden subjektiv vom Patienten

eingeschätzt. Die Alltagsaktivitäten beinhalteten nicht nur allgemeine Gesichtspunkte, sondern auch die subjektive Bewertung der Fähigkeit, die Hand auf den verschiedenen Ebenen für bestimmte Arbeit einzusetzen (Tab. 2).

| | |
|--|----|
| Aktivitätsnivea | |
| Voll arbeitsfähig | 4 |
| Freizeitaktivitäten, Sport uneingeschränkt | 4 |
| gestörter Schlaf | 2 |
| Maximale Punktzahl | 10 |
| Handreichweite bis: | |
| Gürtellinie | 2 |
| Xiphoid | 4 |
| Hals | 6 |
| Scheitel | 8 |
| Über den Kopf hinaus | 10 |
| Maximale Punktzahl aus beiden Rubriken | 20 |

Tab. 2: Die Motilitätsprüfung erfolgte zur Erfassung der aktiven und schmerzfreien Bewegung der Schulter. Der Patient wurde aufgefordert, verschiedene Bewegungen des Armes durchzuführen. Enthalten waren die Flexion, seitliche Elevation, Innen- und Außenrotation. Bei der Außenrotation wurde jedes erreichte Niveau mit der jeweiligen Punktzahl bewertet und addiert (Tab. 3).

Die Motilitätsprüfung erfolgte zur Erfassung der aktiven und schmerzfreien Bewegung der Schulter. Der Patient wurde aufgefordert, verschiedene Bewegungen des Armes durchzuführen. Enthalten waren die Flexion, seitliche Elevation, Innen- und Außenrotation. Bei der Außenrotation wurde jedes erreichte Niveau mit der jeweiligen Punktzahl bewertet und addiert (Tab. 3).

| | | | |
|-----------------------------|----|---|-----------|
| <i>Flexion:</i> | | <i>Außenrotation:</i> | |
| 0 – 30° | 0 | Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach vorne | 2 |
| 31 – 60° | 2 | Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach unten | 2 |
| 61 – 90° | 4 | Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach vorne | 2 |
| 91 – 120° | 6 | Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach unten | 2 |
| 121 – 150° | 8 | Volle Elevation vom Scheitel ausgehend | 2 |
| 151 – 180° | 10 | | |
| <i>seitliche Elevation:</i> | | <i>Innenrotation:</i> | |
| 0 – 30° | 0 | Handrücken auf Außenseite des Oberschenkels | 0 |
| 31 – 60° | 2 | Handrücken auf Gesäß | 2 |
| 61 – 90° | 4 | Handrücken auf lumbosakralen Übergang | 4 |
| 91 – 120° | 6 | Handrücken auf Gürtellinie (3. Lendenwirbel) | 6 |
| 121 – 150° | 8 | Handrücken auf 12. Rückenwirbel | 8 |
| 151 – 180° | 10 | Handrücken zwischen Schulterblättern (Th 7) | 10 |
| Total | | | 40 |

Tab. 3: Punkteschema für die Motilitätsprüfung des CMS. Bei Außenrotation wurden je erreichter Position 2 Punkte vergeben.

Die SHK wurde anhand einer isometrischen Messung der Abduktionskraft bei 90° mit dem Kraftmessstuhl gemessen (s. 3.2.2). Beim Gesunden ist von einer Zugkraft von mehr als 12 kg auszugehen, welche mit 25 Punkten gleichgesetzt wurde. Bei geringeren Zugkräften wurden für jedes erreichte kg zwei Punkte gewertet. Bei Untersuchung beider Schultern ergibt sich somit für jede Seite ein Bewertungsscore, der sich aus den jeweils erreichten Punktzahlen zusammensetzt (Tab. 4).

| | |
|--------------------|------------|
| Schmerzen | 15 |
| Alltagsaktivitäten | 20 |
| Bewegungsumfang | 40 |
| Kraft | 25 |
| Total | 100 |

Tab. 4: Schema der maximal erreichbaren Punktzahlen für die individuellen Parameter des CMS.

Ein Score von 100 entspricht einer normalen Schulterfunktion, eine Punktzahl von 0 entspricht einer maximalen Schulterfunktionsstörung. Die Auswertung erfolgte nach der Dokumentation auf einem Untersuchungsbogen.

3.7 Body-Mass-Index (BMI)

Der BMI dient der Einschätzung der Körperproportionen. Aufgrund der Abhängigkeit der Meßdaten von subkutanen Schichten ist die Berechnung des BMI zur Beurteilung der Ergebnisse unerlässlich. Dieser Wert wurde berechnet aus

$$\text{BMI} = \text{Körpergewicht [kg]} / \text{Körpergröße [m]}^2$$

Abb. 25: BMI

und hatte die Einheit $[\text{kg}/\text{m}^2]$. Ein Wert <20 entspricht Untergewicht, 20-24,9 Normalgewicht, 25-29,9 Übergewicht, 30-40 einer Adipositas und >40 einer schweren Adipositas.

3.8 Studien

Insgesamt beinhalteten unsere Untersuchungen 4 Studien.

Simultane Erfassung der OEMG/SHK an Probanden

Es wurden 90 Probanden in einem Zeitraum von drei Monaten einer OEMG/SHK-Messung mittels der Rampenmethode unterzogen. Hiervon waren 27 Frauen und 63 Männer. Das Alter war zwischen 18 und 81 Jahren bei einem Mittelwert von 42,5 Jahren.

Es gab 82 % Rechts- gegenüber 18 % Linkshänderinnen. Bei den Männern waren 81 % Rechts- und 19 % Linkshänder. Es wurden beide Kanäle und beide Schulterseiten untersucht. Mittels LabVIEW™ erfolgten die unterschiedlichen Auswertungsverfahren. Zum Einsatz kamen die RMS, MF, MPF, FV und Turnanalyse nach Willison. Anhand dieser Untersuchungen evaluierten wir die Wertigkeit der Meßmethode und OEMG/SHK-Daten zur Erfassung der Trapeziusfunktion. Mögliche Einflüsse des Geschlechts, des Alters und der Händigkeit sollten dargestellt werden.

Retrospektive Erfassung einer Schulterfunktionsstörung nach ND mittels CMS und OEMG/SHK-Messung

In einer retrospektiven Studie wurden an 71 Patienten nach ND OEMG/SHK-Messungen mittels der Rampenmethode durchgeführt. Die Operationen der 16 Frauen und 55 Männer lagen zwischen einem und 14 Jahren zurück (1989 - 1999). Die Altersverteilung war

zwischen 31 und 78 Jahren bei einem Durchschnitt von 60,4 Jahren. Es wurden drei Patientengruppen gebildet, bestehend aus acht Patienten mit radikaler, 22 Patienten mit MRND Typ I und 41 Patienten mit MRND Typ III.

Zur OEMG-Bewertung wurden die unter LabVIEW™ vorhandenen oder generierten Merkmale RMS, MF, MPF, FV und Turnanalyse nach Willison eingesetzt. In der Auswertung berücksichtigten wir jeweils Kanal 1 der betrachteten Schulter. Zusätzlich erfolgte die Erfassung der Schulterfunktion mittels des CMS. In der Studie sollte die Eignung dieser Methode zur Erkennung und Einschätzung einer Schulterfunktionsstörung nach ND dargestellt werden.

Prospektiver Vergleich der Schulterfunktion nach ND bei Trapeziusparese mittels OEMG/SHK-Messung und des CMS

In einer prospektiven Studie in den Jahren 1997 - 1999 wurde an 30 Patienten ein prä- und postoperativer Vergleich der OEMG/SHK-Messungen mittels der Rampenmethode und der Schulterfunktionsprüfung nach Constant-Murley durchgeführt. Es handelte sich um 28 Männer und 2 Frauen. Die Altersverteilung lag zwischen 47 und 86 Jahren bei einem Durchschnitt von 56,5 Jahren. Es wurden 8 Personen mit und 22 ohne Trapeziusparese untersucht. Alle Patienten mit Parese waren mit einer RND behandelt worden, die Patienten ohne Trapeziuslähmung hatten ausnahmslos eine MRND Typ III erhalten. Die Untersuchungen erfolgten präoperativ und 1, 3 und 6 Monate postoperativ. Zur OEMG-Bewertung wurden die Merkmale RMS, MF, MPF, FV und Turnanalyse nach Willison eingesetzt. Es wurde jeweils Kanal 1 der betrachteten Schulter ausgewertet. In dieser Studie sollte die Wertigkeit der OEMG/SHK-Messung und des CMS zur frühzeitigen Erkennung einer Trapeziusparese aufgezeigt werden.

Prospektive Untersuchungen zur Wertigkeit der Pars sensoria des Plexus cervicalis bei der Entstehung schmerzhafter Schulterbeschwerden nach ND

Zwischen den Jahren 1997 – 1999 wurden 40 Patienten prospektiv über 6 Monate untersucht. Es handelte sich um 37 männliche und 3 weibliche Patienten, das Alter lag zwischen 40 und 71 Jahren bei einem Mittelwert von 58,5 Jahren.

Wir führten 72 ND durch, 32 Patienten wurden beiderseits, 8 einseitig operiert. Es wurden jeweils acht Patienten mit RND und MRND Typ I und 24 Patienten mit MRND Typ III in die Untersuchungen eingeschlossen. Bei 27 Patienten erfolgte postoperativ eine

Strahlentherapie mit 66 Gy, hiervon waren 17 Patienten mit einer MRND Typ III behandelt worden

Für die Sensibilitätsprüfung wurden zwei Gruppen gebildet. Gruppe 1 entsprach Patienten mit reseziertem Plexus cervicalis und setzte sich aus RND und MRND Typ I operierten Patienten zusammen (n=16). Gruppe 2 bestand aus Patienten nach MRND Typ III (n=24).

Die Patienten wurden präoperativ sowie 14 Tage, ein, drei und sechs Monate postoperativ untersucht. Es erfolgte für jedes Hautareal die qualitative Prüfung der Sensibilität für „warm/ kalt“ und „spitz/stumpf“. Zu jedem Untersuchungszeitpunkt wurden die Patienten entsprechend der „categorical verbal rating scale“ nach Schmerzen in Ruhe und bei Bewegung befragt. Die Schmerzintensität wurde den Zahlen von 0 - 3 zugeordnet, wobei 0 keinem, 1 geringem, 2 mäßigem und 3 starkem Schmerz entsprach. Für die Auswertung wurde ausschließlich das Auftreten von Schmerzen berücksichtigt. Anhand dieser Untersuchungen sollte die Rolle der Pars sensoria des Plexus cervicalis für die Entstehung schmerzhafter Schulterbeschwerden dargestellt werden.

Die angewandten Methoden wurden zur Übersicht tabellarisch angegeben (Tab. 5).

| | Studie 1 | Studie 2 | Studie 3 | Studie 4 |
|-------------------------|----------|----------|----------|----------|
| retrospektiv | | | | |
| prospektiv | | | | |
| nach ND | | | | |
| OEMG/SHK | | | | |
| CMS | | | | |
| Hautsensibilität | | | | |
| Schmerzen | | | | |

Tab. 5: Übersicht zu den Eigenschaften und angewandten Methoden der Studien.

3.9 Statistische Auswertung und graphische Darstellung

OEMG

Mittels des Kolmogorov-Smirnov Anpassungstests erfolgte die Überprüfung der Werte auf die Verteilung. Für jedes Kraftniveau der MWK wurden der Median, die Standardabweichung

und die Varianz berechnet. Die weitere statistische Auswertung richtete sich nach der Fragestellung und wurde schematisch dargestellt (Abb. 26).

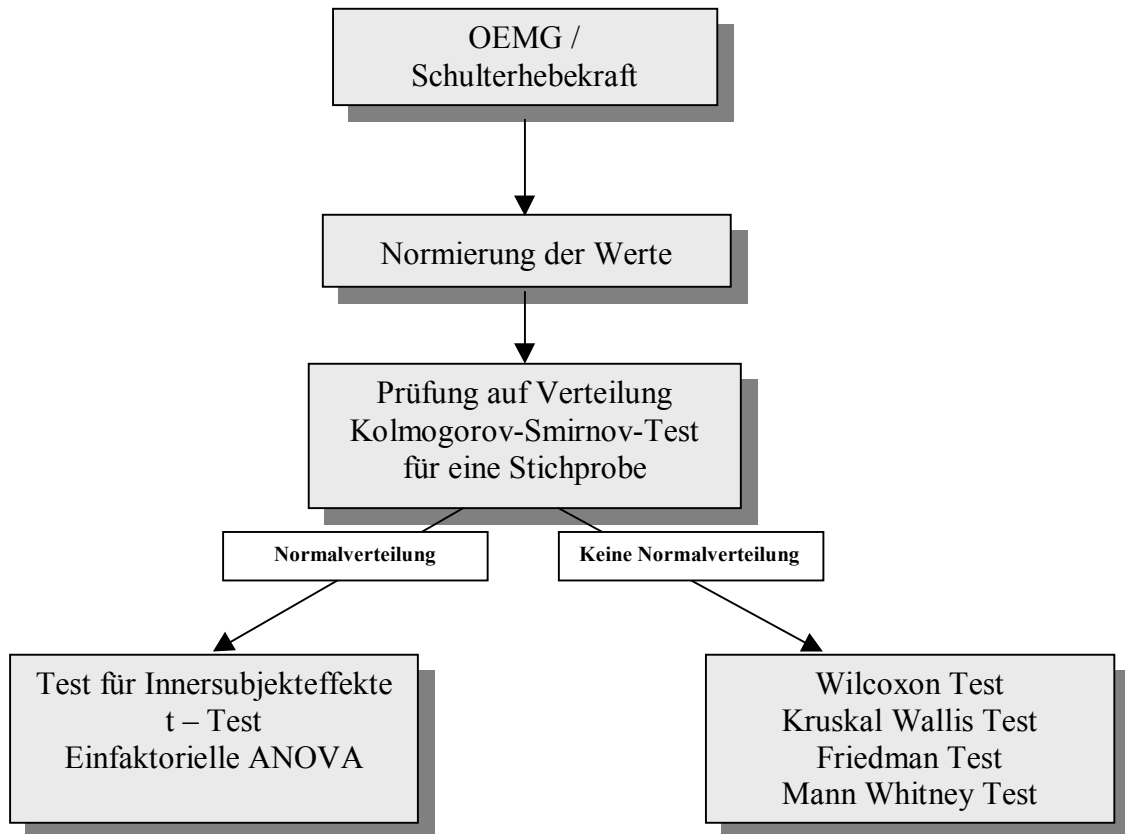


Abb. 26: Schema der statistischen Auswertung der OEMG/SHK- Messung.

Die graphische Darstellung erfolgte als Boxplot- oder Balkendiagramm. Die Mediane und Signifikanzen wurden tabellarisch aufgeführt. Bei Vergleich von insgesamt 4 Messreihen (0, 20 50 und 80% der MWK)) erfolgte eine p-Wert Korrektur nach Bonferroni ($p < 0,05 : 4 = 0,0125$). Die Multivariate Analyse untersuchte die Unterschiede unter Berücksichtigung aller Merkmale.

CMS

Nach Prüfung der Verteilung der Teil- und Gesamtscores wurden für jede Gruppe Mittelwerte gebildet und mittels des t-Tests verglichen. Anhand von Boxplotdiagrammen sowie Mittel- und Signifikanztabellen wurden die Ergebnisse vergleichend dargestellt.

Wertigkeit des Plexus cervicalis

Nach Prüfung der Verteilung wurden die Zusammenhänge der verschiedenen Gruppen hinsichtlich Sensibilität, Ruhe- und Bewegungsschmerzen anhand der Kreuztabellenanalyse, des χ^2 -Testes und des Exact-Tests nach Fisher untersucht. Die graphische Darstellung erfolgte unter EXCEL™ durch Balkendiagramme.

4. Ergebnisse

4.1 OEMG/SHK-Messung an Probanden

4.1.1 BMI

Bei den männlichen Probanden waren 16 % fettleibig, 32 % übergewichtig, 49 % normalgewichtig und 4 % untergewichtig. Bei den weiblichen Probanden waren 15 % fettleibig, 27 % übergewichtig, 52 % normalgewichtig und 6 % untergewichtig. (Abb. 27)

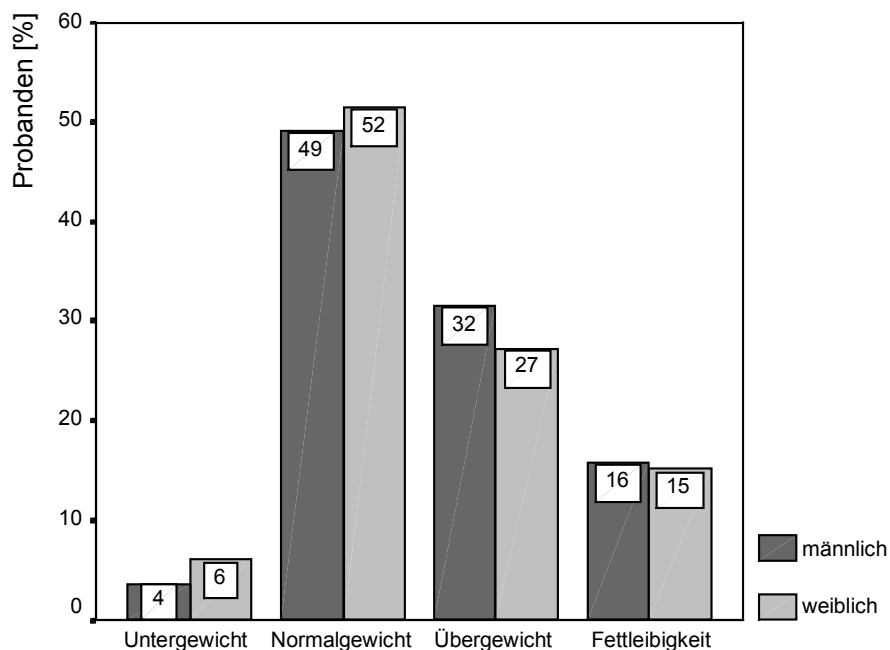


Abb. 27: Body- Mass- Index (n=90)

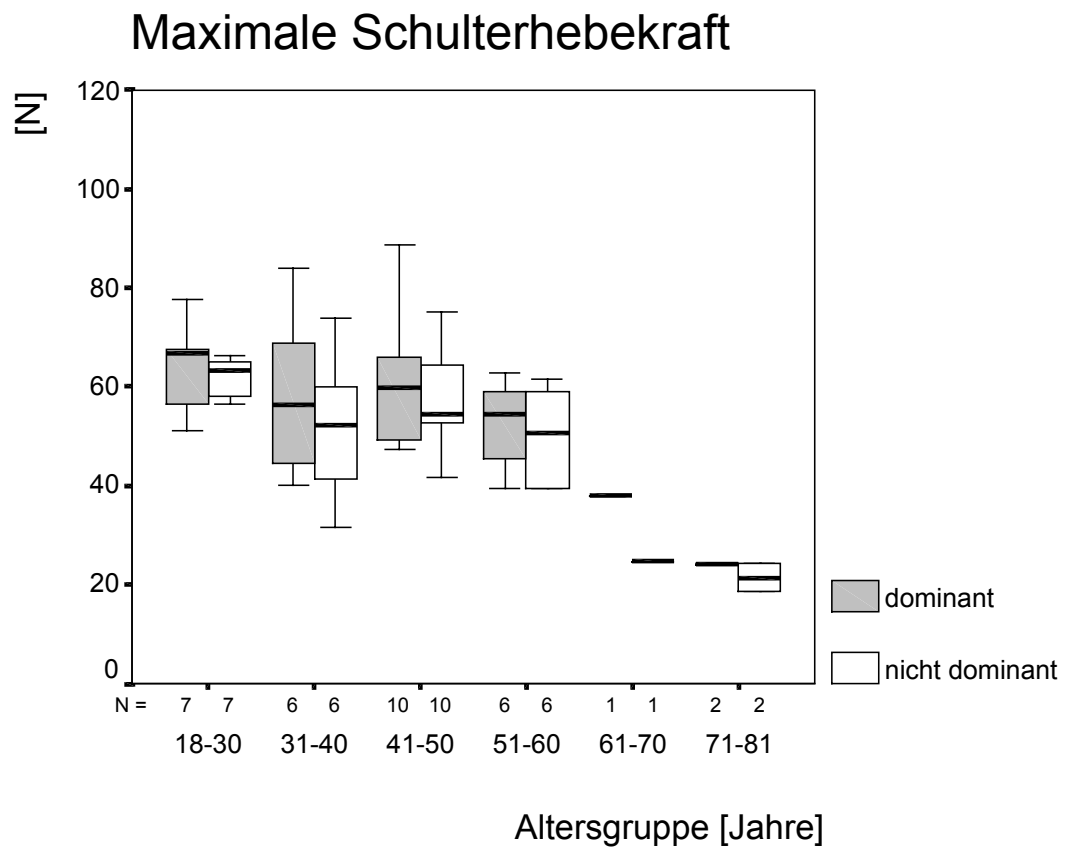
4.1.2 Maximale SHK

Die Schulterhebekraft beider Seiten wurde in Abhängigkeit von der Händigkeit (Dominanz) und vom Geschlecht in Newton (N) angegeben. Ein N entspricht $1 \text{ kg m} / \text{s}^2$.

Weibliche Probanden

Bei den weiblichen Probanden war der Mittelwert der maximalen SHK bezogen auf das Alter auf der dominanten Seite stets höher als auf der nichtdominanten Seite. Die Gruppe der 18 - 30-jährigen hatte mit 63,43 N den höchsten Wert auf der dominanten Seite und

mit 62,04 auf der nicht dominanten Seite. Der niedrigste Mittelwert ergab sich in der Altersgruppe von 71 - 81 Jahren mit 24,11 N auf der dominanten Seite und 21,39 N auf der nicht dominanten Seite. (Abb. 28)



| Alter | Mittelwert | | Standardabweichung | |
|-------|------------|----------------|--------------------|----------------|
| | dominant | nicht dominant | dominant | nicht dominant |
| 18-30 | 63,43 | 62,04 | 9,11 | 9,34 |
| 31-40 | 58,39 | 51,6 | 17,24 | 13,9 |
| 41-50 | 63,17 | 56,97 | 17,47 | 17,56 |
| 51-60 | 52,65 | 50,1 | 8,8 | 9,87 |
| 61-70 | 37,98 | 24,76 | 0 | 0 |
| 71-81 | 24,11 | 21,39 | 0,17 | 4,02 |

Abb. 28: maximale Schulterhebekraft bei weiblichen Probanden bezogen auf das Alter und die Händigkeit.

Männliche Probanden

Die maximale SHK war im Durchschnitt auf der dominanten höher als auf der kontralateralen Seite. Sie betrug hier auf der dominanten Seite 96,1 N und 87,47 N auf der nicht dominanten Seite. In der Altersgruppe von 31 - 40 Jahren war dieser Wert 106,4

N auf der dominanten und 103,49 N auf der nicht dominanten Seite. In der Altersgruppe der 71 – 81-jährigen betrug dieser Wert 86,73 N auf der dominanten und 76,55 N auf der nicht dominanten Seite. (Abb. 29)

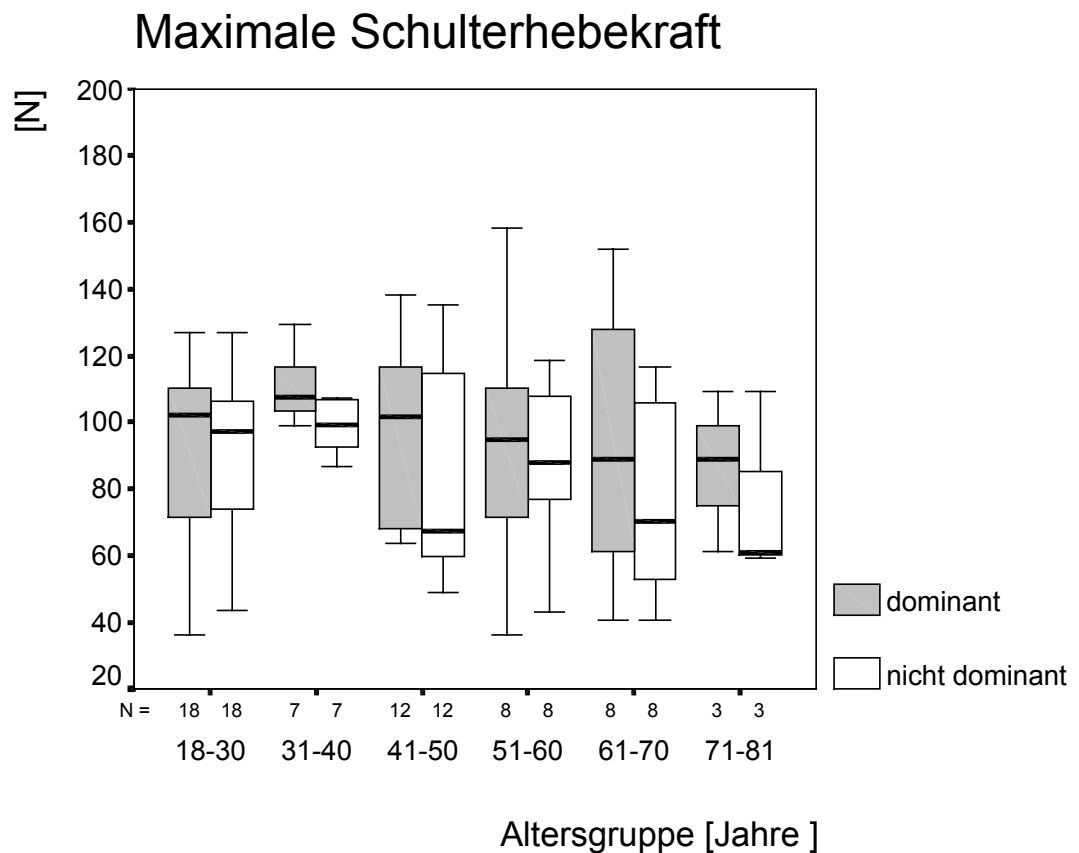


Abb. 29: maximale SHK bei männlichen Probanden bezogen auf das Alter und die Händigkeit im Boxplotdiagramm (oben) und als Mittelwerttabelle (unten).

4.1.3 OEMG/SHK-Messung

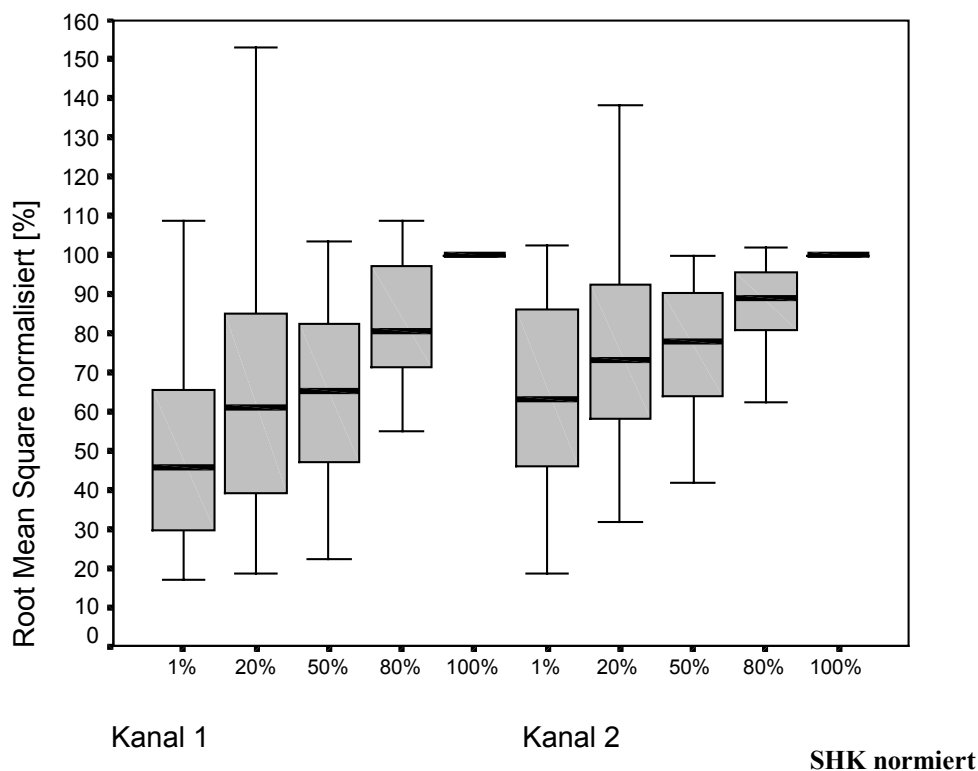
Es wurden die mit der Rampenmethode nach Rühmann et al. gewonnenen Messergebnisse der dominanten Seite für die Berechnung der OEMG-Merkmale normiert.

RMS

Weibliche Probanden

Bei beiden Kanälen stiegen die Werte der RMS kontinuierlich mit der Kontraktion an. Zwischen 50 und 80 % der MWK war nur eine geringe Zunahme zu verzeichnen.

Der Werteanstieg war in beiden Kanälen signifikant. (Abb. 30)



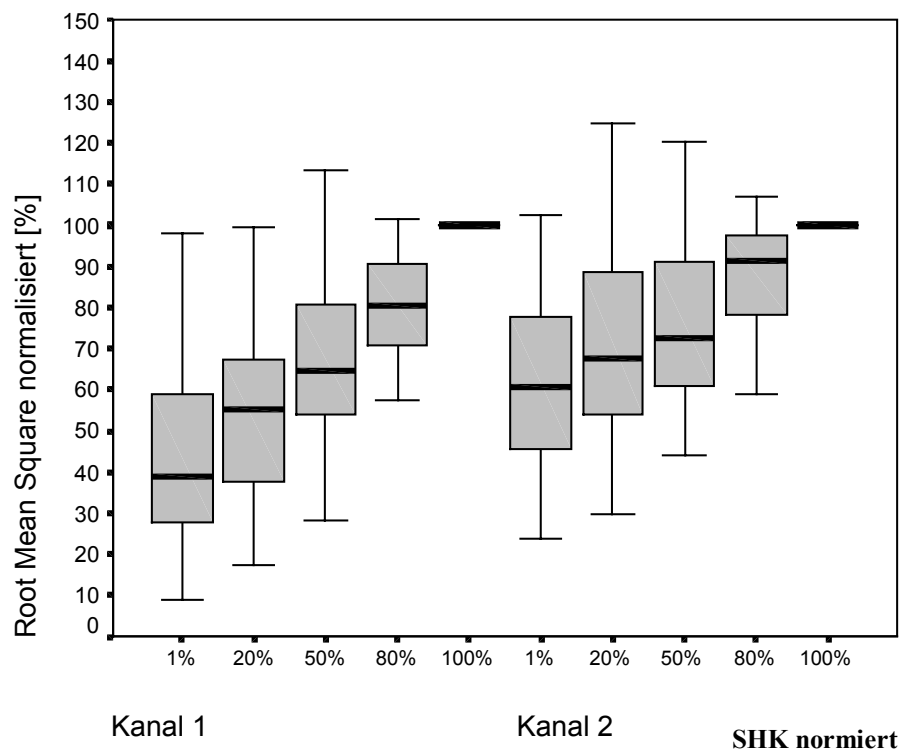
| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|-----------------------------|---------------|--------------|--------------|-------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 45,4% | 61,1% | 65,4% | 80,4% | 0,016 |
| Kanal 2 | 63,4% | 73,1% | 77,8% | 89,1% | 0,016 |
| P = Wilcoxon Test | 0,002* | 0,015 | 0,018 | 0,278 | |

Abb. 30: RMS bei weiblichen Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle und p-Werte der Unterschiede (* =signifikant nach Bonferroni-Korrektur, $p < 0,0125$).

Männliche Probanden

Für diese Gruppe zeigte sich ein gleichmäßiger Anstieg der normierten Werte der RMS in beiden Kanälen.

Die Werteanstiege für beide Kanäle sowie die Unterschiede zwischen den Kanälen bei 1 %, 20 % und 50 % der MWK waren signifikant (Abb. 31).



| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|-----------------------------|---------------|---------------|--------------|---------------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 39,0% | 55,3% | 64,4% | 80,5% | 0,0001 |
| Kanal 2 | 60,9% | 67,5% | 72,8% | 91,5% | 0,0001 |
| P = Wilcoxon Test | 0,001* | 0,001* | 0,015 | 0,001* | |

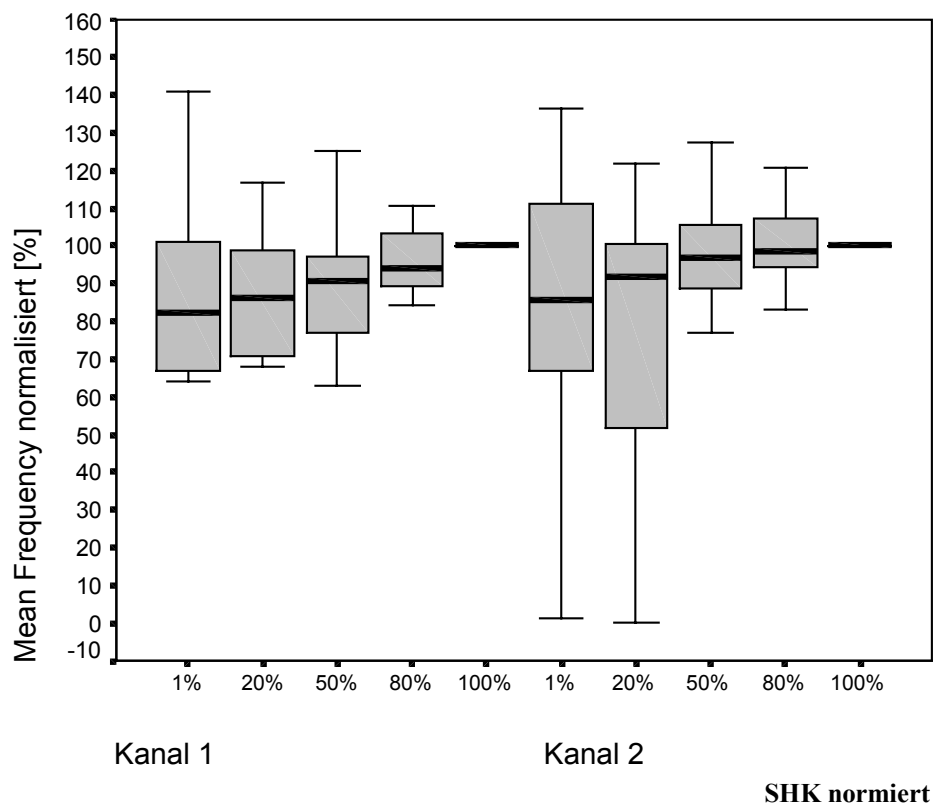
Abb. 31: RMS, männliche Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede (* =signifikant nach Bonferroni-Korrektur, $p < 0,0125$).

MF

Weibliche Probanden

Die Median Frequency wies einen geringen, aber kontinuierlichen Anstieg auf. Bei 1 % der MWK waren bereits 82,3 % (Kanal 1) und 85,1 % (Kanal 2) des Maximalwerte erreicht.

Der Anstieg war für beide Kanäle signifikant, die Unterschiede bei gleichem Kraftniveau waren nicht signifikant (Abb. 32).



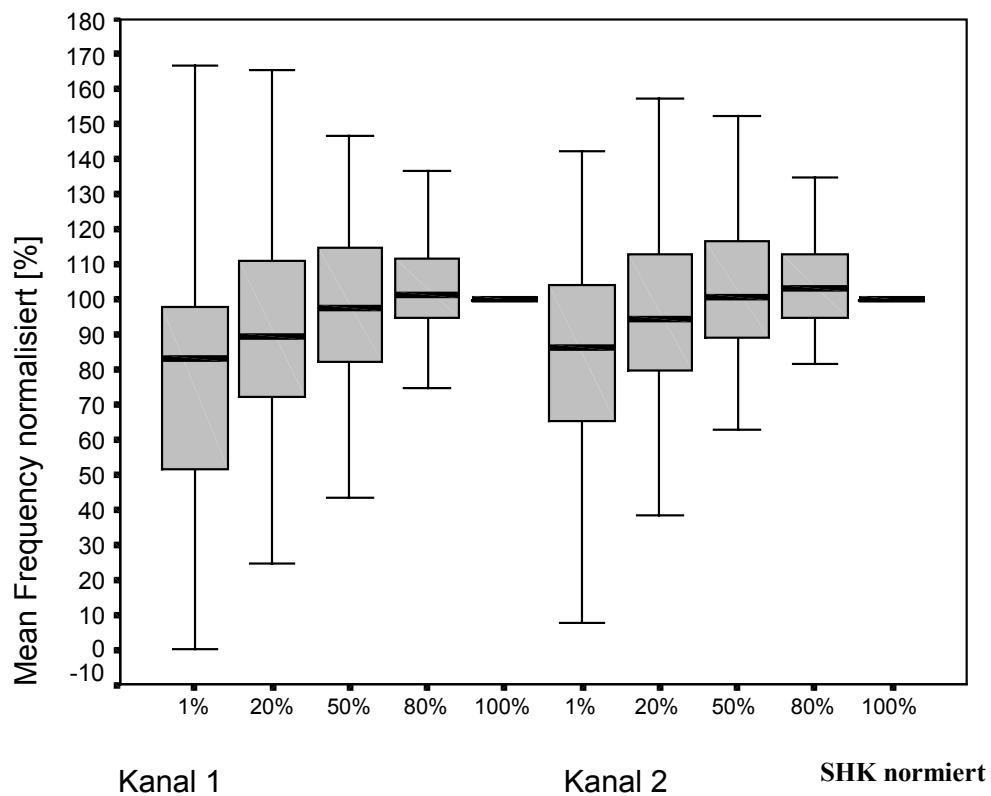
| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|-----------------------------|-------|-------|-------|-------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 82,3% | 86,0% | 90,7% | 94,0% | 0,041 |
| Kanal 2 | 85,1% | 93,4% | 96,8% | 99,2% | 0,041 |
| P = Wilcoxon Test | 0,142 | 0,784 | 0,106 | 0,586 | |

Abb. 32: MF, weibliche Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

Männliche Probanden

Auch hier war in beiden Kanälen ein gering ausgeprägter Anstieg zu erkennen, der bei 80 % der MWK knapp über dem Maximalwert lag.

Der Werteanstieg war für beide Kanäle signifikant, die Unterschiede bei gleichem Kraftniveau waren nicht signifikant (Abb. 33).



| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|-----------------------------|-------|-------|--------|--------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 83,0% | 89,1% | 97,3% | 101,4% | 0,005 |
| Kanal 2 | 86,4% | 94,5% | 100,4% | 103,4% | 0,005 |
| p = Wilcoxon Test | 0,117 | 0,358 | 0,112 | 0,7 | |

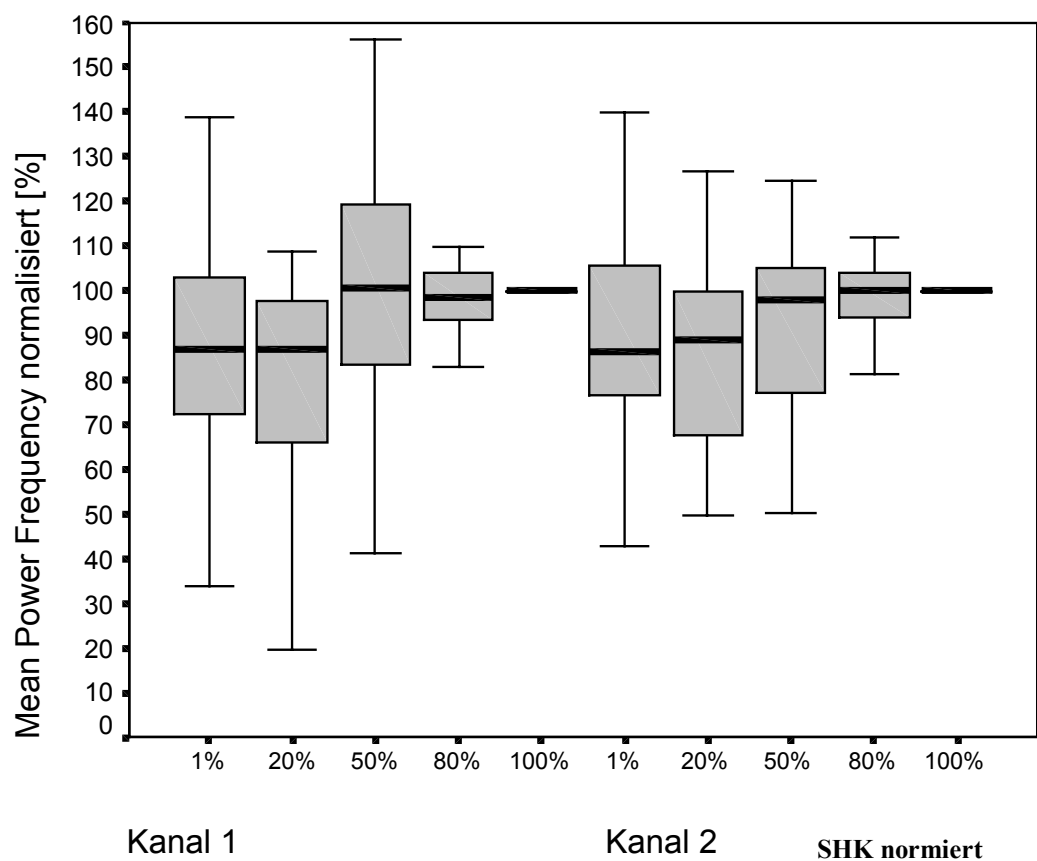
Abb. 33: MF, männliche Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

MPF

Weibliche Probanden

Für beide Kanäle war ein geringer Anstieg der Werte nachzuweisen. Bei 1 % der MWK waren bereits über 86 % des Maximalwerts erreicht.

Der Unterschied der Werte war für beide Kanäle signifikant, der Unterschied bei gleichem Kraftniveau war bei 50 % der MWK signifikant (Abb. 34).



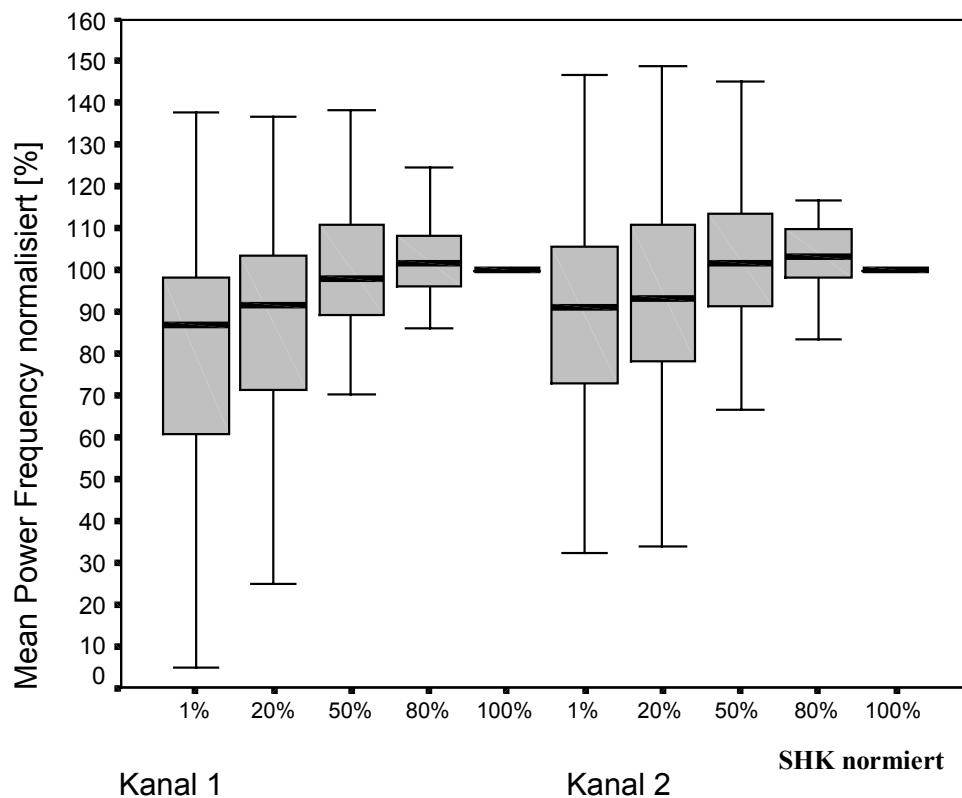
| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|------------------------------|-------|-------|--------------|-------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 86,8% | 86,6% | 100,7% | 98,6% | 0,024 |
| Kanal 2 | 86,6% | 88,9% | 98,0% | 100% | 0,024 |
| p = Wilcoxon Test | 0,060 | 0,822 | 0,045 | 0,985 | |

Abb. 34: MPF, weibliche Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

Männliche Probanden

Es zeigte sich auch hier ein geringer Anstieg bis zu 80 % der MWK. Die MPF war bei diesem Kraftniveau mit 101,6 % (Kanal1) und 103,0% größer als der Maximalwert.

Der Anstieg war in beiden Kanälen, die Unterschiede zwischen den Kanälen waren nicht signifikant (Abb. 35).



| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|----------------------------|-------|-------|--------|--------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 87,1% | 91,8% | 97,8% | 101,6% | 0,0001 |
| Kanal 2 | 91,3% | 93,3% | 101,9% | 103,0% | 0,0001 |
| P= Wilcoxon Test | 0,151 | 0,074 | 0,378 | 0,708 | |

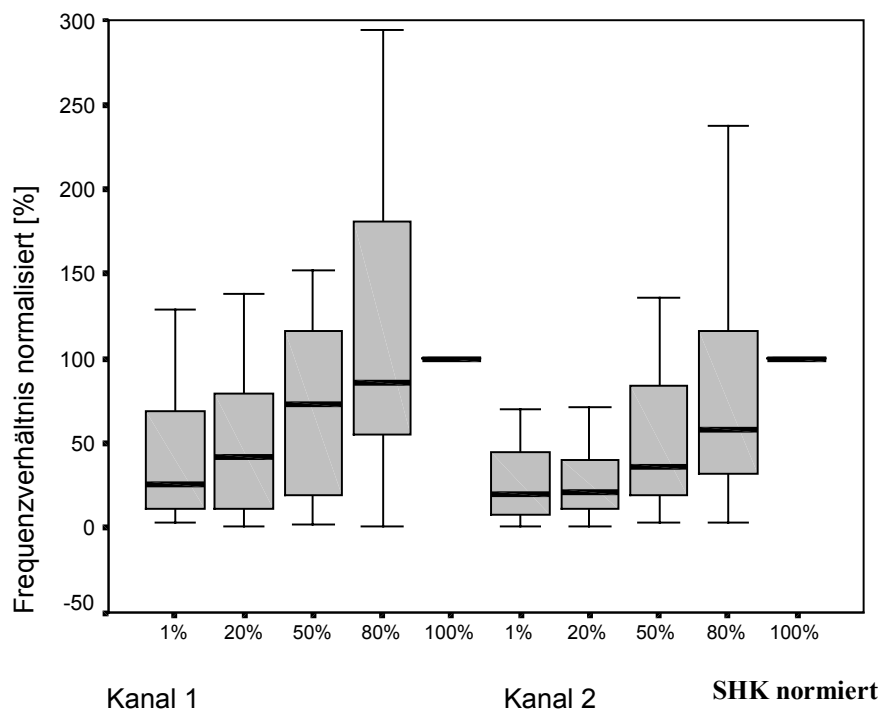
Abb. 35: MPF, männliche Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

FV

Weibliche Probanden

Für das Frequenzverhältnis zeigte sich ein gleichmäßiger Anstieg für beide Kanäle. Die normierten Werte in Kanal 1 waren höher als in Kanal 2.

Der Werteanstieg war in beiden Kanälen signifikant, die Unterschiede zwischen Kanal 1 und 2 waren bei 80 % signifikant (Abb. 36).



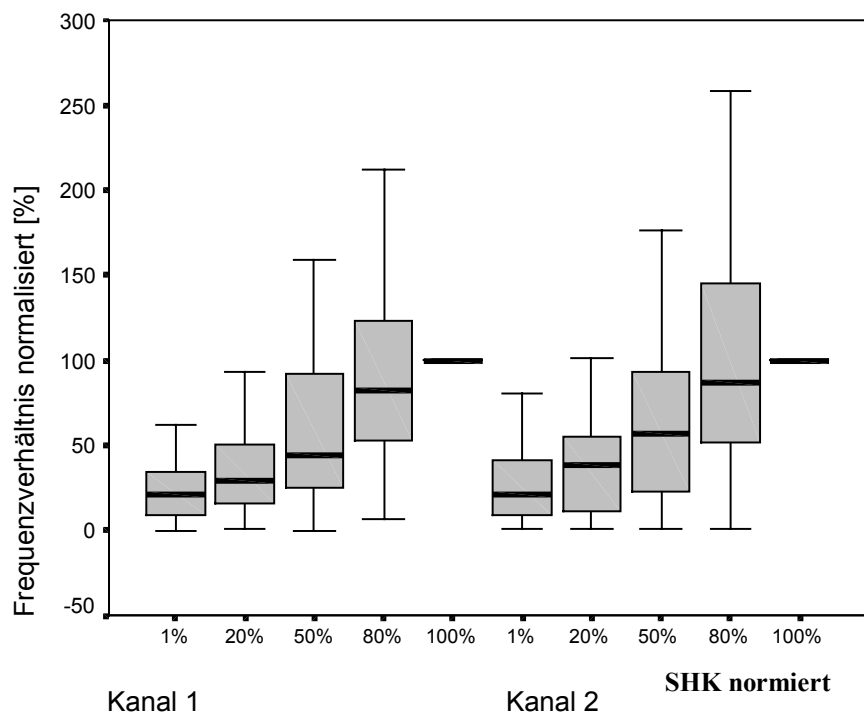
| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|----------------------------|-------|-------|-------|---------------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 25,7% | 41,3% | 72,9% | 85,2% | 0,0001 |
| Kanal 2 | 19,3% | 20,8% | 36,5% | 58,3 % | 0,0001 |
| p= Wilcoxon Test | 0,278 | 0,108 | 0,104 | 0,008* | |

Abb. 36: FV bei weiblichen Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede (* =signifikant nach Bonferroni –Korrektur $p < 0,0125$).

Männliche Probanden

Auch hier stieg das Frequenzverhältnis kontinuierlich mit zunehmender Kontraktion an. Insbesondere zwischen 20 % und 80 % der MWK waren die Werte in Kanal 2 höher.

Der Werteanstieg war für beide Kanäle statistisch signifikant. Keine Signifikanzen zeigten sich für die Werte beider Kanäle bei gleichem Kraftniveau (Abb. 37).



| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|----------------------|-------|-------|-------|-------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 21,6% | 29,7% | 44,3% | 82,2% | 0,0001 |
| Kanal 2 | 21,2% | 38,0% | 56,4% | 87,0% | 0,0001 |
| p = Wilcoxon Test | 0,158 | 0,519 | 0,579 | 0,396 | |

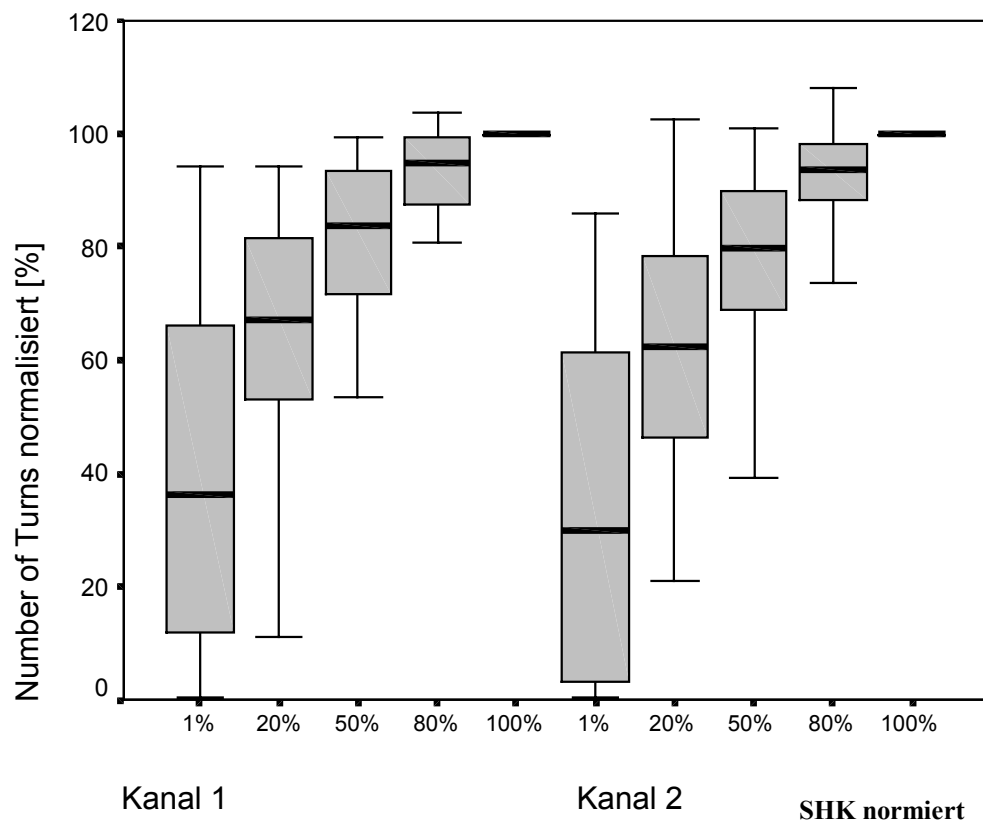
Abb. 37: FV bei männlichen Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

NT

Weibliche Probanden

Der Wert der NT wies einen gleichmäßigen Anstieg auf. Die Mediane in Kanal 1 waren höher als in Kanal 2.

Der Werteanstieg war innerhalb beider Kanäle signifikant. Keine Signifikanzen zeigten sich in einem Vergleich der Werte beider Kanäle bei gleichem Kraftniveau (Abb. 38).



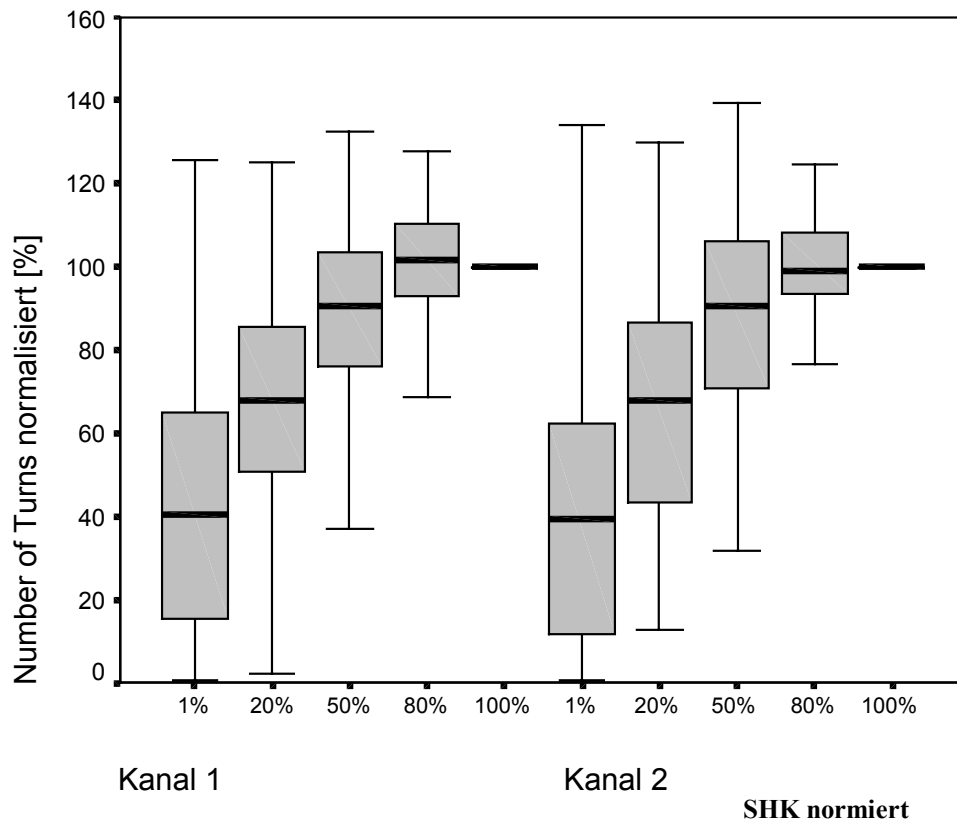
| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|----------------------|-------|-------|-------|-------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 25,7% | 41,3% | 72,9% | 85,2% | 0,026 |
| Kanal 2 | 19,3% | 20,8% | 36,5% | 58,3% | 0,026 |
| p = Wilcoxon Test | 0,150 | 0,441 | 0,759 | 0,990 | |

Abb. 38: NT bei weiblichen Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

Männliche Probanden

Es zeigte sich ein kontinuierlicher Anstieg. Wie bei den weiblichen Probanden waren auch hier höhere Werte in Kanal 1 nachweisbar.

Der Werteanstieg war in beiden Kanälen signifikant. Keine signifikanten Unterschiede zeigten sich bei den Werten beider Kanäle bei gleichem Kraftniveau (Abb. 39).



| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|------------------------------|-------|-------|-------|-------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 21,6% | 29,7% | 44,3% | 85,5% | 0,0001 |
| Kanal 2 | 21,2% | 38,0% | 56,4% | 87,0% | 0,0001 |
| p = Wilcoxon Test | 0,577 | 0,999 | 0,419 | 0,932 | |

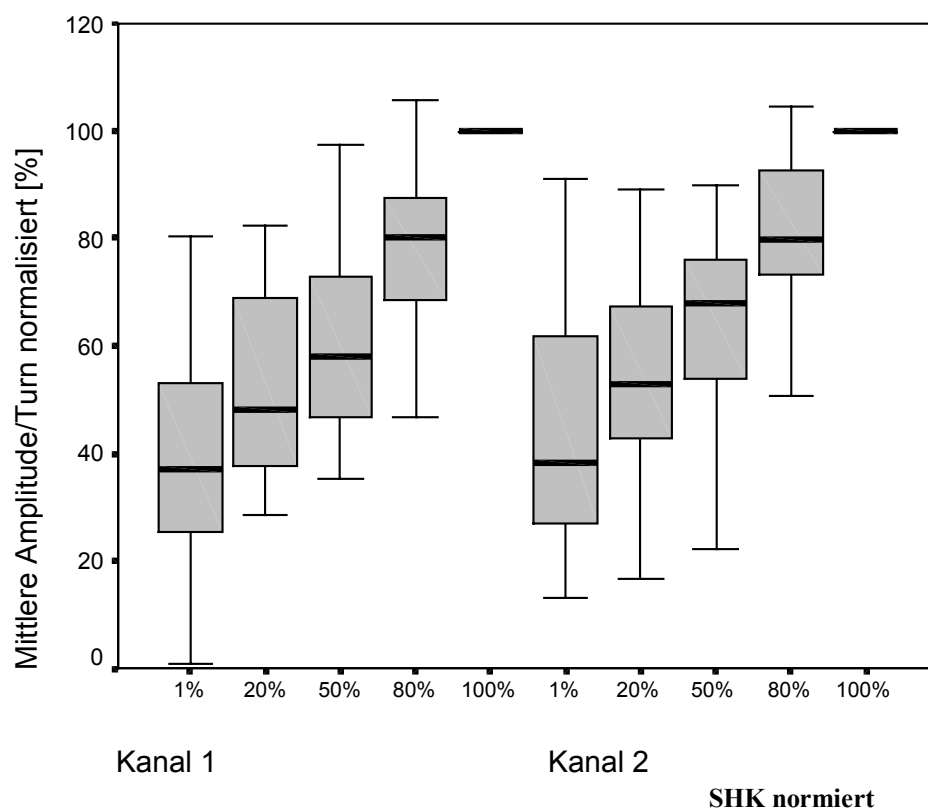
Abb. 39: NT bei männlichen Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

MAT

Weibliche Probanden

Es zeigte sich ein nahezu linearer Anstieg der Mediane in beiden Kanälen. Die Werte beider Kanäle bei gleichem Kraftniveau wiesen nur bei 50 % der MWK Unterschiede auf.

Der Werteanstieg war in beiden Kanälen signifikant. Keine Signifikanzen zeigten sich für die Werte beider Kanäle bei gleichem Kraftniveau (Abb. 40).



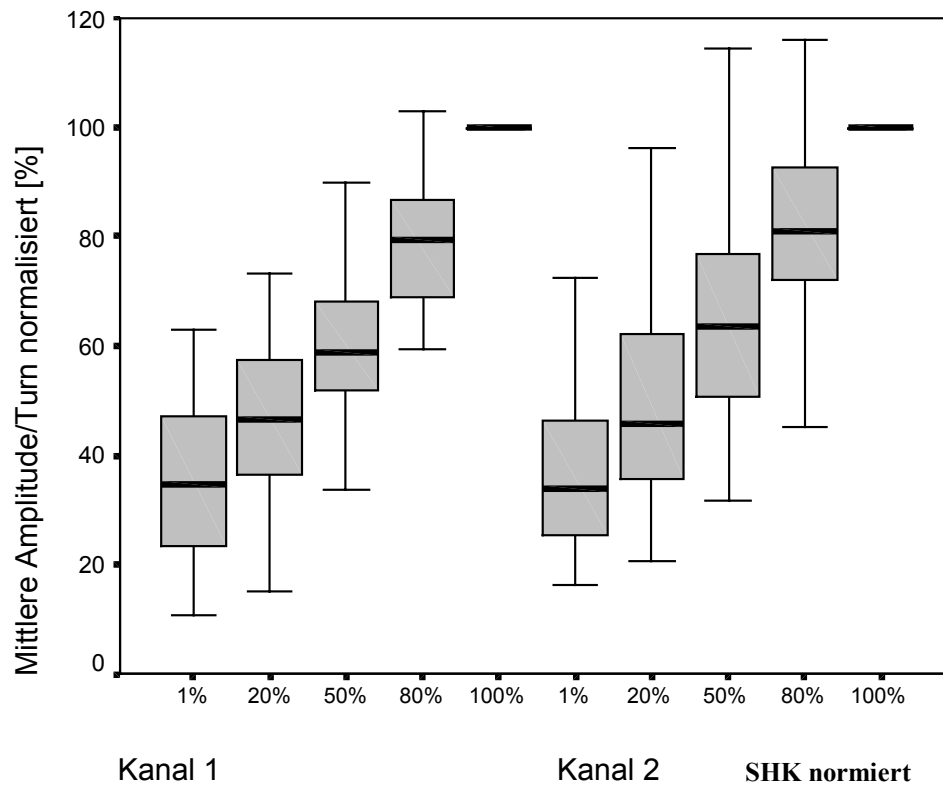
| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|------------------------------|-------|-------|-------|-------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 36,9% | 48,0% | 57,9% | 80,2% | 0,0001 |
| Kanal 2 | 38,1% | 53,0% | 67,9% | 79,6% | 0,0001 |
| p = Wilcoxon Test | 0,550 | 0,537 | 0,135 | 0,695 | |

Abb. 40: MAT bei weiblichen Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

Männliche Probanden

Es zeigte sich ein gleichmäßiger Anstieg der Werte bis zur MWK und nahezu keine Unterschiede der MAT bei gleichem Kraftniveau.

Der Werteanstieg war in beiden Kanälen signifikant. Keine signifikanten Unterschiede zeigten sich beim Vergleich der Werte gleichen Kraftniveaus (Abb. 41)



| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|------------------------------|-------|-------|-------|-------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 34,5% | 46,5% | 59,0% | 79,4% | 0,0001 |
| Kanal 2 | 34,1% | 46,0% | 63,4% | 81,1% | 0,0001 |
| p = Wilcoxon Test | 0,714 | 0,607 | 0,282 | 0,184 | |

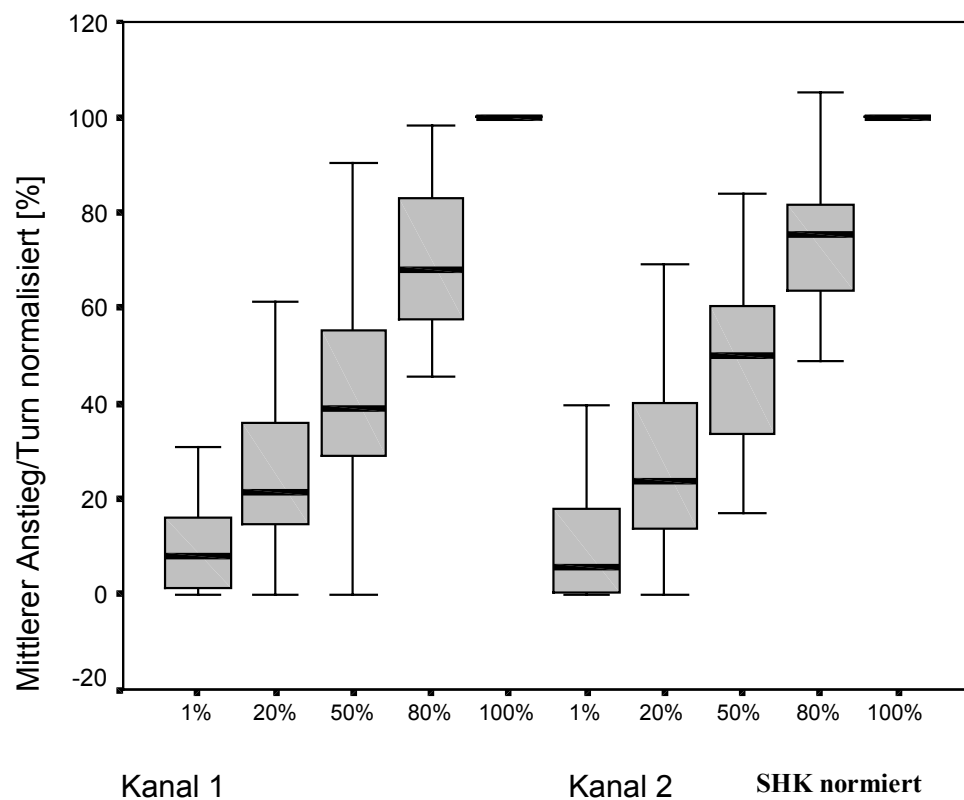
Abb. 41: MAT bei männlichen Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

MST

Weibliche Probanden

Der MST stieg kontinuierlich auf beiden Kanälen mit zunehmender Kontraktion an. Bei 50 % und 80 % der MWK zeigten waren die normierten Werte in Kanal 2 höher.

Der Werteanstieg war in beiden Kanälen signifikant. Keine signifikanten Unterschiede zeigten sich beim Vergleich der Werte beider Kanäle bei gleichem Kraftniveau (Abb. 42).



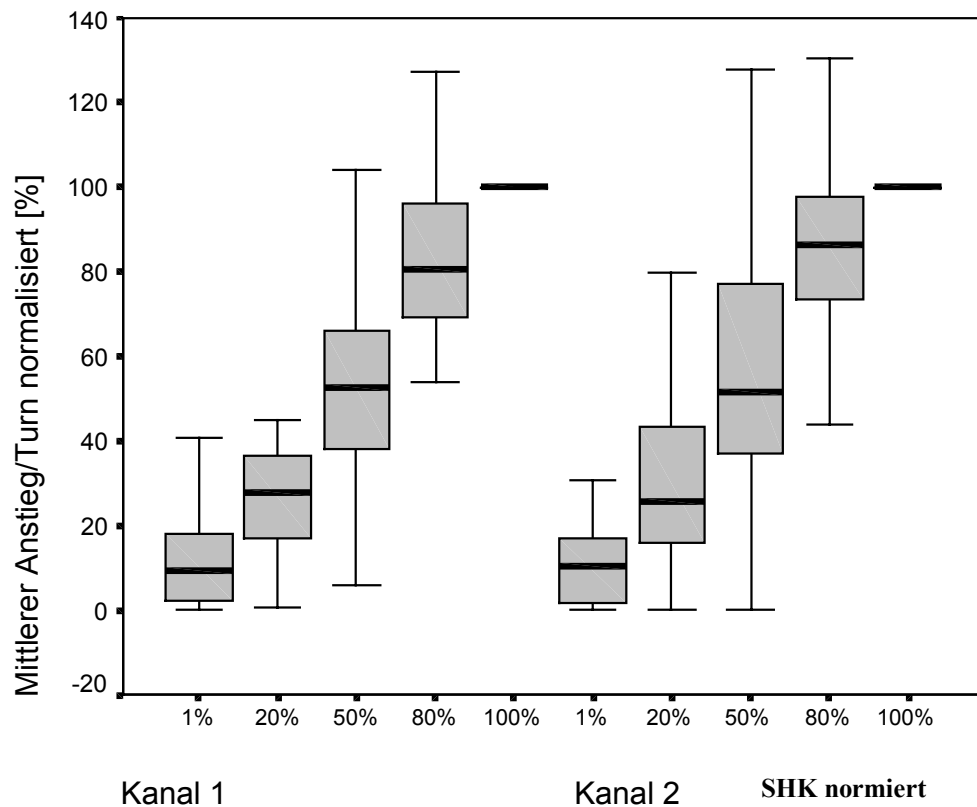
| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|------------------------------|-------|-------|-------|-------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 8,2% | 21,5% | 39,0% | 68,0% | 0,0001 |
| Kanal 2 | 5,5% | 23,9% | 50,1% | 75,6% | 0,0001 |
| p = Wilcoxon Test | 0,719 | 0,736 | 0,125 | 0,822 | |

Abb. 42: MST bei weiblichen Probanden; oben Boxplotdiagramm der normierten Werte beider Kanäle, unten Mediantabelle mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

Männliche Probanden

Hier kam es zu einem Werteanstieg bei beiden Kanälen. Unterschiede bei gleichem Kraftniveau zwischen den Kanälen bestanden nicht.

Der Werteanstieg war in beiden Kanälen signifikant. Keine signifikanten Unterschiede zeigten sich für die Werte beider Kanäle bei gleichem Kraftniveau (Abb. 43).



| MWK[%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|----------------------|-------|-------|-------|-------|--------------------------------|
| Kanal 1 | 9,2% | 28,0% | 52,6% | 80,8% | 0,0001 |
| Kanal 2 | 10,6% | 25,7% | 51,6% | 86,3% | 0,0001 |
| p = Wilcoxon Test | 0,653 | 0,689 | 0,247 | 0,153 | |

Abb. 43: MST bei männlichen Probanden; oben Boxplotdiagramm der Werteanstiege beider Kanäle, unten Mediantabelle und Angabe der p-Werte der Unterschiede.

4.2 Retrospektive Erfassung von Schulterfunktionsstörung nach ND mittels OEMG/SHK- Messung und des CMS

4.2.1 BMI

Zur Darstellung der Körperproportionen der untersuchten Patienten wurde der BMI berechnet und graphisch als Säulendiagramm dargestellt.

Von den 55 männlichen Patienten hatten 18% der Männer Untergewicht, 36% Normalgewicht, 35% Übergewicht, 11% waren fettleibig.

Bei den weiblichen Patienten waren 6% untergewichtig, je 44% normal- und übergewichtig und 6% fettleibig (Abb. 44).

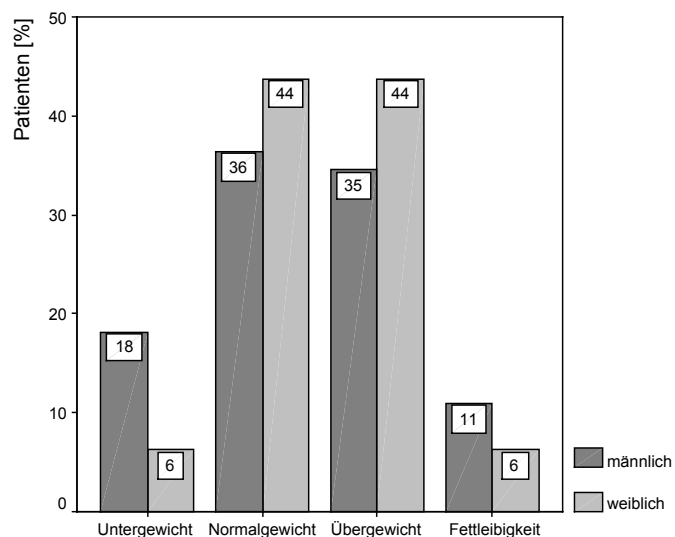


Abb. 44: BMI der untersuchten Patienten von Studie 2

4.2.2 Simultane OEMG/SHK- Messung

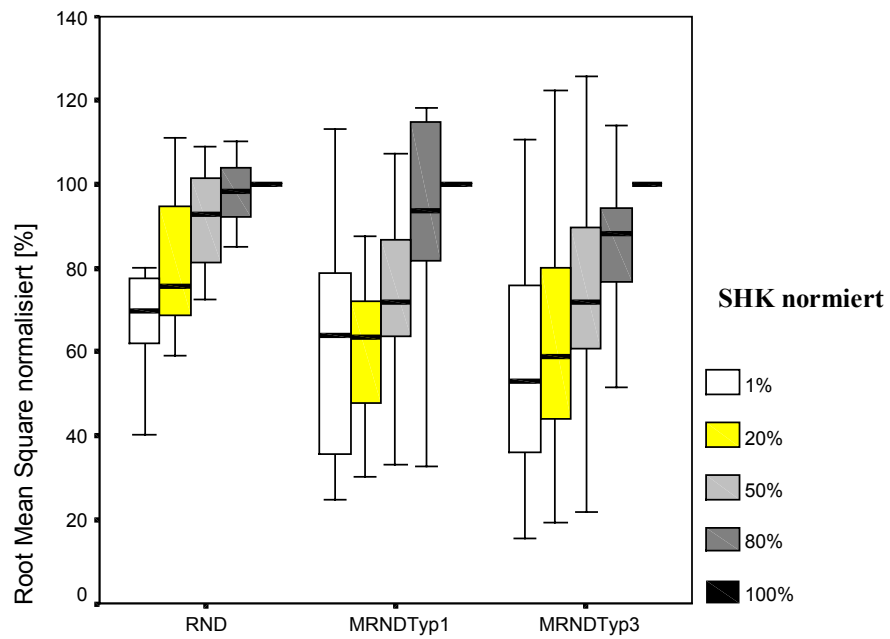
Zur Beurteilung des oberen Anteils des M. trapezius wurden die Signale von Kanal 1 ausgewertet. Aus den Messdaten der rampenförmigen Kontraktion nach Rühmann wurden analog zu Studie 1 die OEMG- Merkmale berechnet und normiert. Die Darstellung der Werte erfolgte mittels gruppierter Boxplotdiagramme. Jeder Boxplot entsprach einem Niveau der MWK, die Kontraktion nahm innerhalb einer Gruppe von links nach rechts zu. In einem ersten Schritt erfolgte die Darstellung der Werte in Abhängigkeit vom Operationsumfang.

Die Tabelle zeigt den Vergleich zweier Gruppen bei gleichem Kontraktionsniveau. Die p-Werte der Unterschiede wurden wiederum nach Bonferroni korrigiert angegeben. Die Analyse aller Messergebnisse erfolgte nach dem Multivariate Verfahren.

Die Auswertung bezüglich der Trapeziusfunktion erfolgte in analoger Weise. In Boxplotdiagrammen wurden die beiden Gruppen gegenübergestellt und die Mediane tabellarisch aufgeführt. Die p-Werte bezogen sich auf die Unterschiede zwischen den Gruppen, bezogen auf das Kontraktionsniveau der MWK, und wurden mit Hilfe des Multivariate Tests und der einfaktoriellen ANOVA berechnet.

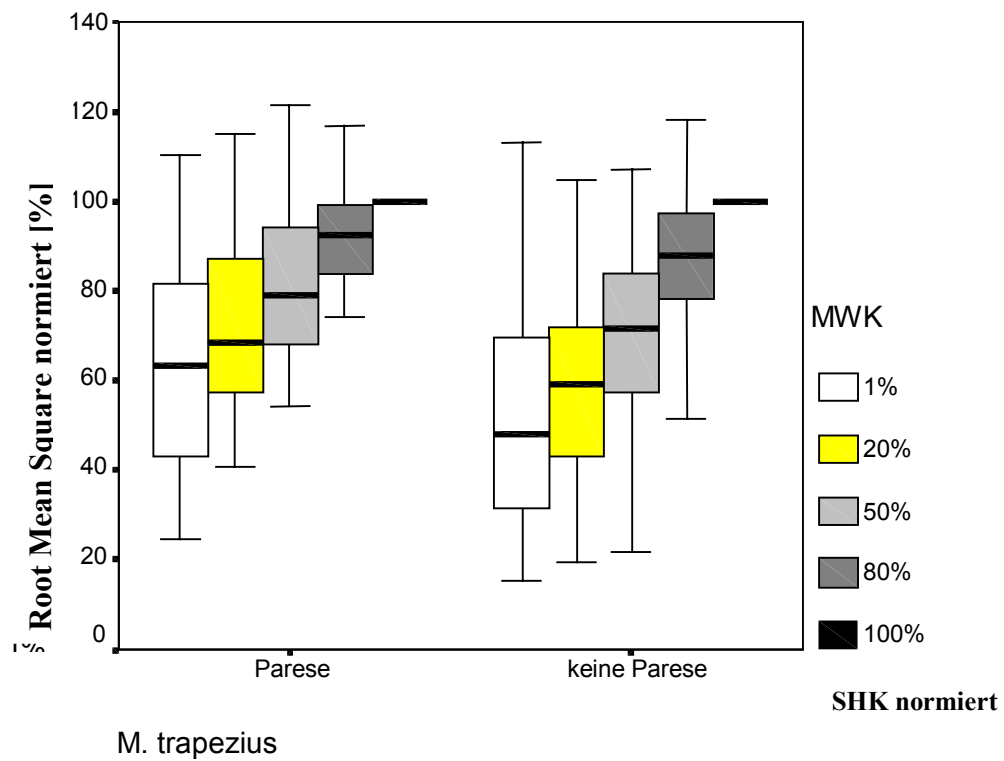
RMS

Es kam in allen Gruppen zu einem signifikanten Anstieg der normierten Werte. Zwischen den Gruppen zeigten sich bei der Paarung RND – MRND Typ1 bei 50% der MWK und bei RND – MRND Typ3 bei 20%, 50% und 80% der MWK signifikante Unterschiede. Die Multivariate-Analyse ergab keine signifikanten Unterschiede bei Berücksichtigung aller Werte ($p = 0,658$) (Abb. 45). Bezogen auf eine Trapeziusparese waren signifikante Unterschiede ausschließlich bei 1% der MWK erkennbar (Abb. 46).



| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 |
|------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| RND – MRND Typ1 | 0,368 | 0,056 | 0,031 | 0,534 |
| RND – MRND Typ3 | 0,074 | 0,029 | 0,020 | 0,020 |
| MRND Typ1 – MRND Typ 3 | 0,351 | 0,821 | 0,865 | 0,117 |

Abb. 45: RMS nach ND; oben Werte in Abhängigkeit von der Kontraktion; unten Mann-Whitney Test zum Paarvergleich der Medianwerte in den Gruppen bezogen auf das Kraftniveau.



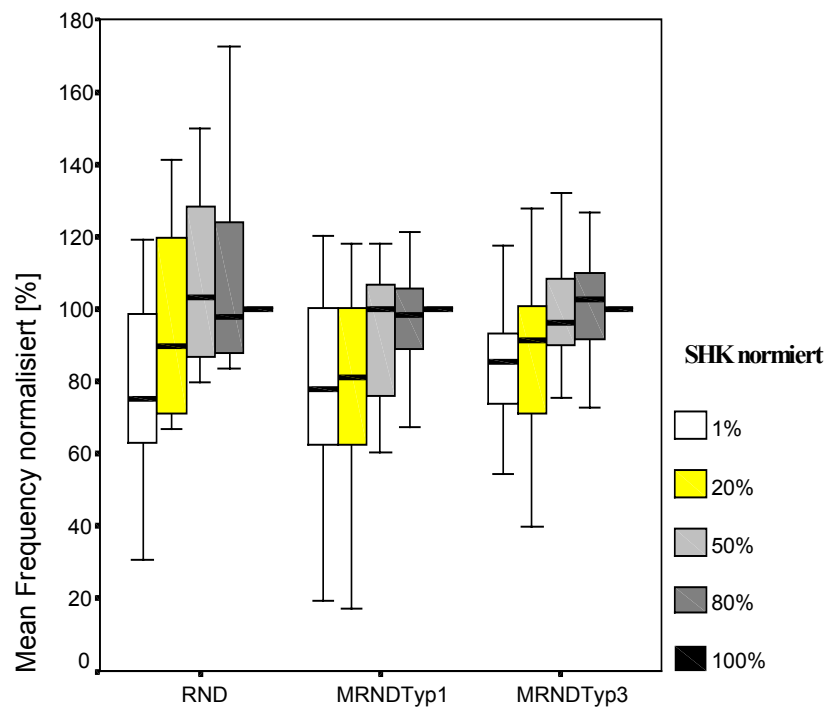
| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p= Multivariate Analyse |
|---------------------------|-------|-------|-------|-------|----------------------------|
| Trapeziusparese | 63,3% | 68,2% | 79,1% | 92,4% | 0,0001 |
| KeineTrapeziusparese | 47,8% | 59,1% | 71,6% | 88,0% | 0,0001 |
| p= (Einfaktorielle ANOVA) | 0,033 | 0,894 | 0,703 | 0,618 | |

Abb. 46: RMS bei Trapeziusparese; Darstellung der Daten mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

MF

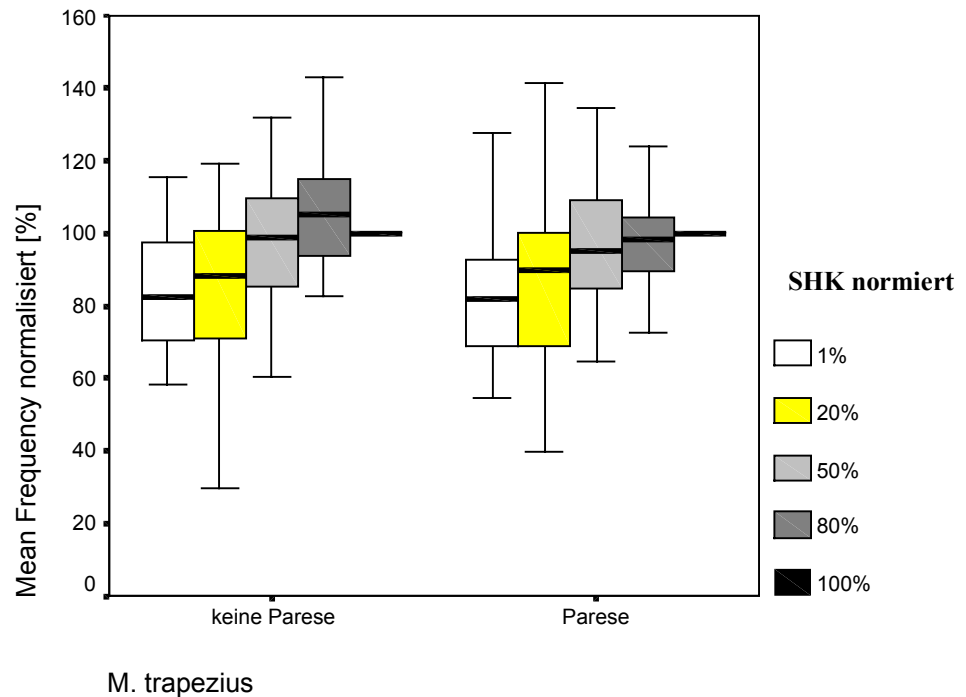
Der Wert der MF zeigte in allen Gruppen signifikante Anstiege, die Unterschiede zwischen allen Gruppen und die Paarvergleiche waren nicht signifikant. Insgesamt konnten bereits bei 1% der MWK hohe Werte beobachtet werden. In allen Gruppen überstiegen die normierten Werte 100% bei 50% oder 80% der MWK (Abb. 47).

Bezogen auf eine Trapeziusparesse ergaben sich signifikante Unterschiede der Werte bei 80% der MWK (Abb. 48).



| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 |
|------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| RND – MRND Typ1 | 0,872 | 0,298 | 0,202 | 0,662 |
| RND – MRND Typ3 | 0,568 | 0,498 | 0,317 | 0,905 |
| MRND Typ1 – MRND Typ 3 | 0,341 | 0,383 | 0,937 | 0,559 |

Abb. 47: MF nach ND; oben Werte in Abhängigkeit von der Kontraktion; unten Mann-Whitney Test zum Paarvergleich der Medianwerte in den Gruppen bezogen auf das Kraftniveau.



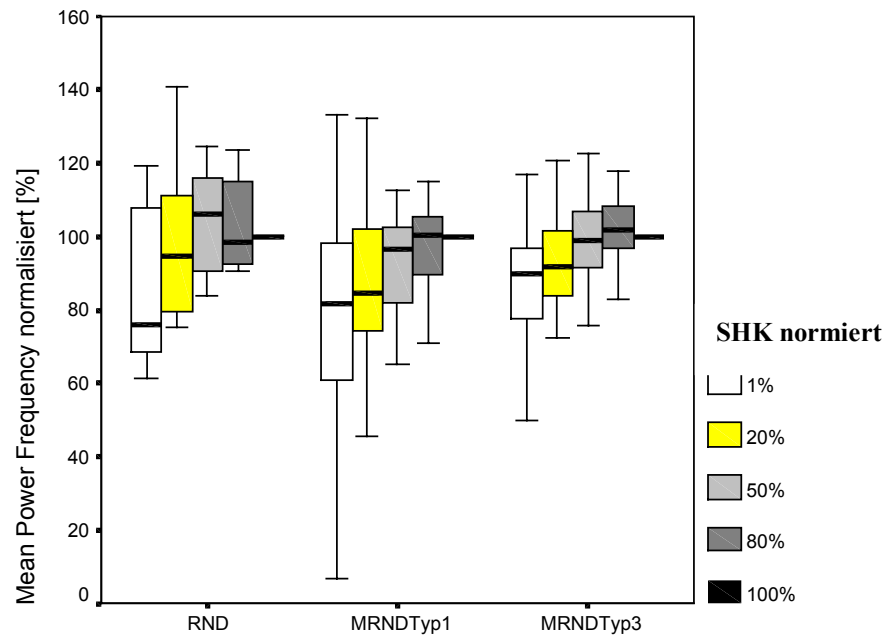
| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|-------------------------|-------|-------|-------|--------|-----------------------------|
| Trapeziusparese | 81,7% | 90,0% | 95,3% | 98,3% | 0,0001 |
| Keine Trapeziusparese | 80,8% | 87,0% | 97,6% | 104,9% | 0,0001 |
| (Mann Whitney Test) p = | 0,787 | 0,677 | 0,861 | 0,039 | |

Abb. 48: MF in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese; Darstellung der Daten mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

MPF

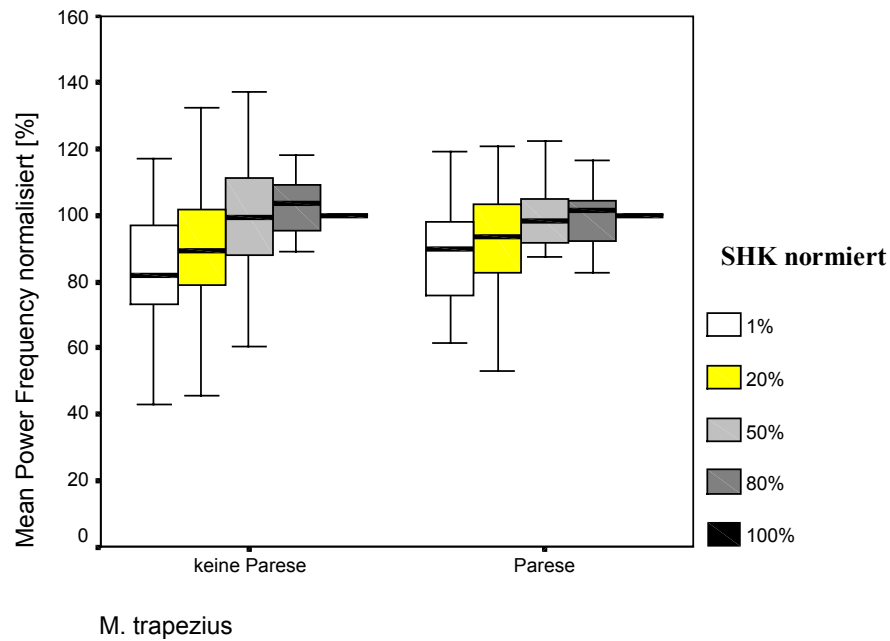
Der Wert der MPF ergab innerhalb der MRND Gruppen signifikante Werteanstiege, bei Patienten nach RND zeigte sich kein signifikanter Anstieg. Im Paarvergleich waren ebenfalls keine signifikanten Unterschiede feststellbar. Auffällig waren wie bei der MF hohe normierte Werte in den MRND Gruppen bereits bei 1% der MWK. Die Multivariate-Analyse zeigte keine signifikanten Unterschiede unter Einbeziehung aller Werte ($p=0,922$) (Abb. 49).

Bezogen auf eine Trapeziusparese ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Auch hier ergaben sich bereits bei niedrigem Kontraktionsniveau hohe Werte (Abb. 50).



| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 |
|------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| RND – MRND Typ1 | 0,872 | 0,142 | 0,156 | 0,565 |
| RND – MRND Typ3 | 0,532 | 0,681 | 0,344 | 0,905 |
| MRND Typ1 – MRND Typ 3 | 0,153 | 0,094 | 0,316 | 0,210 |

Abb. 49: MPF nach ND ; oben Werte in Abhängigkeit von der Kontraktion; unten Mann-Whitney Test zum Paarvergleich der Medianwerte in den Gruppen bezogen auf das Kraftniveau.



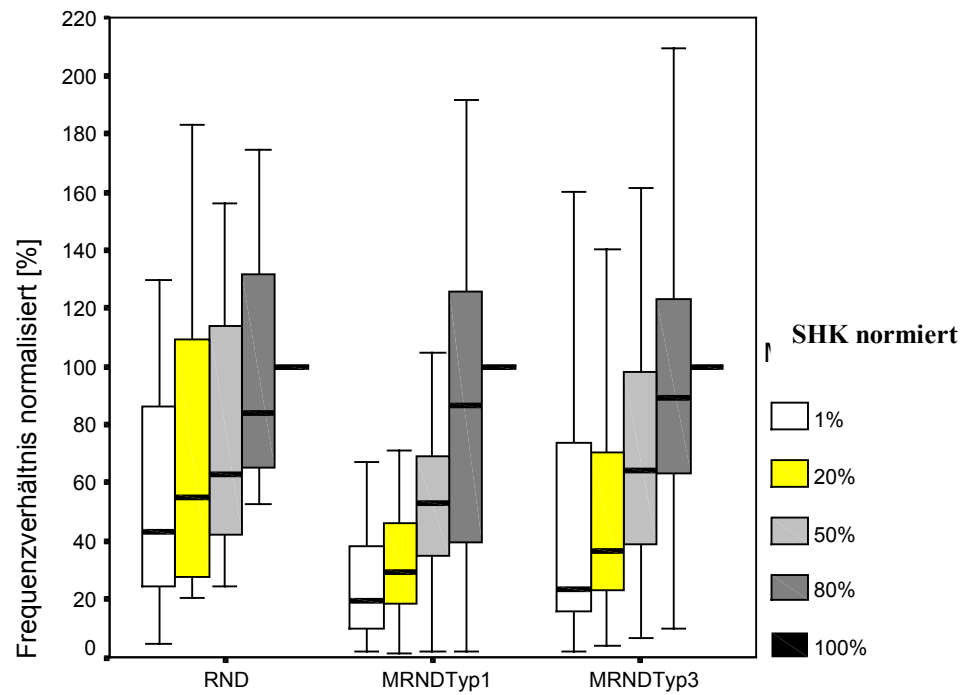
| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | P=(multivariateAnalyse) |
|------------------------|-------|-------|-------|--------|-------------------------|
| Trapeziusparese | 89,9% | 93,4% | 98,1% | 101,5% | 0,0001 |
| Keine Trapeziusparese | 81,8% | 89,0% | 99,3% | 103,7% | 0,0001 |
| (Mann Whitney Test) p= | 0,271 | 0,321 | 0,822 | 0,204 | |

Abb. 50: MPF in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese; Daten mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

FV

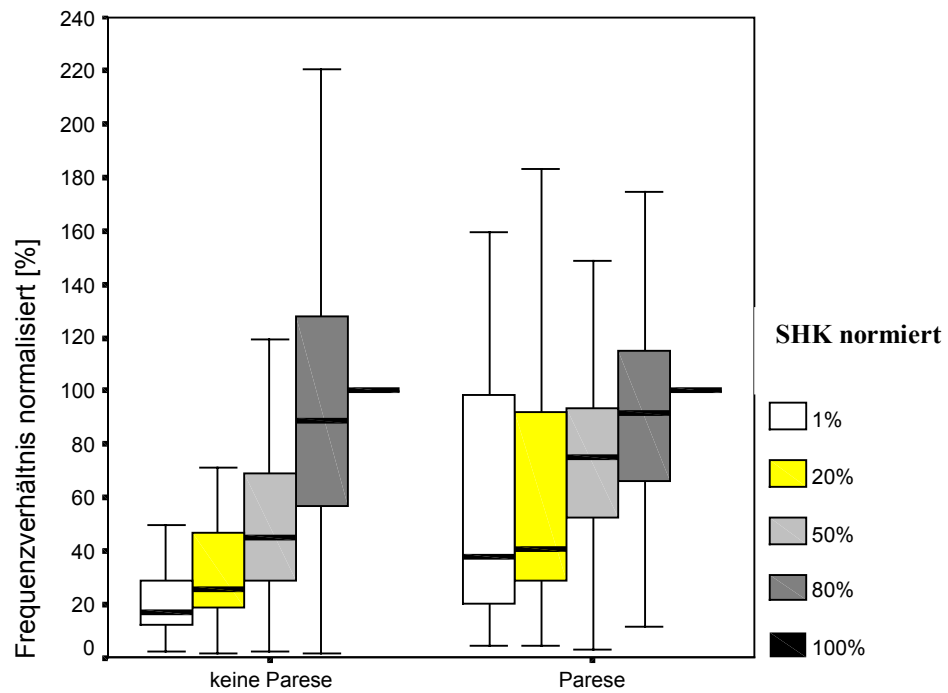
Die Werte wiesen innerhalb der Gruppen einen signifikanten Anstieg auf, zwischen den Gruppen zeigte sich bezogen auf die Kontraktionsniveaus keine Unterschiede. Die Multivariate-Analyse unter Einschluss aller Werte war nicht signifikant ($p=0,953$). Beim Paarvergleich der Werte konnten wir signifikante Unterschiede zwischen der RND und MRND Typ1 Gruppe nachweisen. Insgesamt waren die normierten Werte deutlich niedriger als bei der MF und MPF (Abb. 51).

Bezogen auf eine Trapeziusparese fanden wir bei 1%, 20% und 50% der MWK höhere Werte bei Patienten mit Trapeziusparese. Die Unterschiede zwischen den Gruppen waren bei 1%, 20% und 50% der MWK signifikant. Die Multivariate-Analyse ergab ein grenzwertig signifikantes Ergebnis ($p=0,053$) (Abb. 52).



| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 |
|-------------------------------|-------|-------|-------|-------|
| RND – MRND Typ1 | 0,107 | 0,040 | 0,420 | 0,730 |
| RND – MRND Typ3 | 0,417 | 0,317 | 0,884 | 0,926 |
| MRND Typ1 – MRND Typ 3 | 0,171 | 0,072 | 0,210 | 0,545 |

Abb. 51: FV nach ND; oben Werte in Abhängigkeit von der Kontraktion; unten Mann-Whitney Test zum Paarvergleich der Medianwerte in den Gruppen bezogen auf das Kraftniveau.



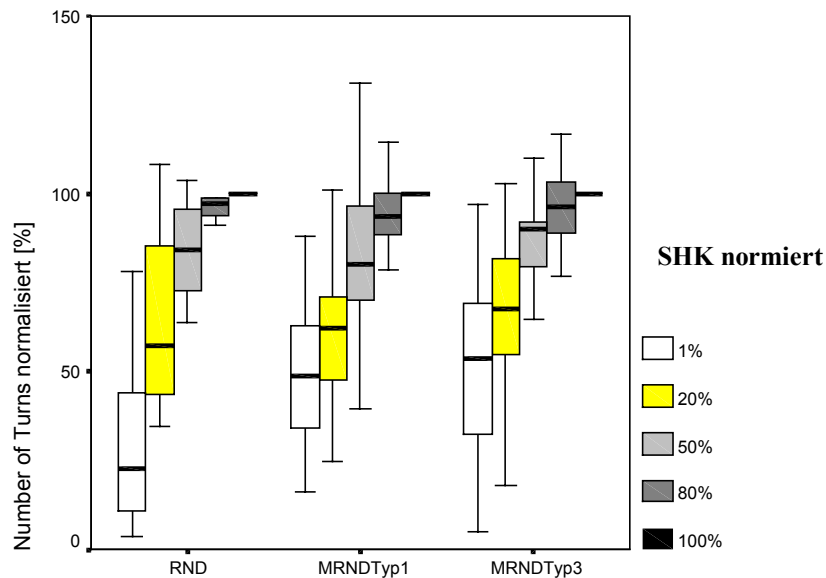
| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|-----------------------|--------|--------|--------|-------|-----------------------------|
| Trapeziusparese | 37,6% | 40,4% | 75,3% | 91,6% | 0,0001 |
| Keine Trapeziusparese | 17,0% | 25,3% | 45,0% | 88,5% | 0,0001 |
| Mann Whitney Test p = | 0,003* | 0,003* | 0,010* | 0,830 | |

Abb. 52: FV in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese; Darstellung der Daten mit Angabe der p-Werte der Unterschiede (*=signikant nach Bonferroni-Korrektur; $p < 0,0125$).

NT

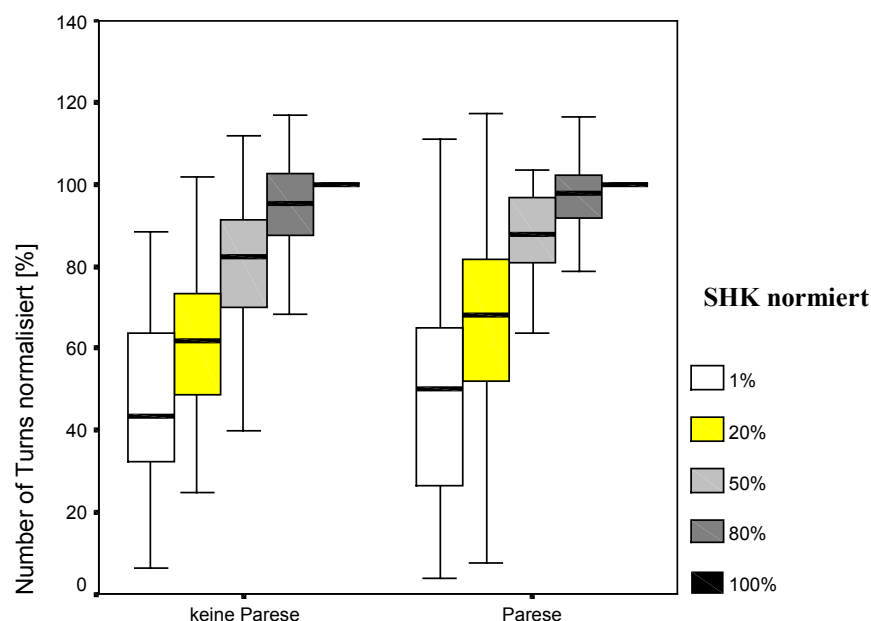
Der Wert der NT wies keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen und im Paarvergleich auf. Der Werteanstieg innerhalb der Gruppen war signifikant. Bei 1% der MWK waren die normierten Messwerte in der RND Gruppe deutlich, jedoch nicht signifikant niedriger (Abb. 53).

Bezüglich einer Trapeziusparese konnten wir keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen feststellen. Die Multivariate-Analyse wies keine signifikanten Unterschiede auf ($p=0,600$)(Abb. 54).



| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 |
|------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| RND – MRND Typ1 | 0,178 | 0,917 | 0,536 | 0,185 |
| RND – MRND Typ3 | 0,073 | 0,674 | 0,959 | 0,477 |
| MRND Typ1 – MRND Typ 3 | 0,596 | 0,438 | 0,298 | 0,300 |

Abb. 53: NT nach ND; oben Werte in Abhängigkeit von der Kontraktion; unten Mann-Whitney Test zum Paarvergleich der Medianwerte in den Gruppen bezogen auf das Kraftniveau.



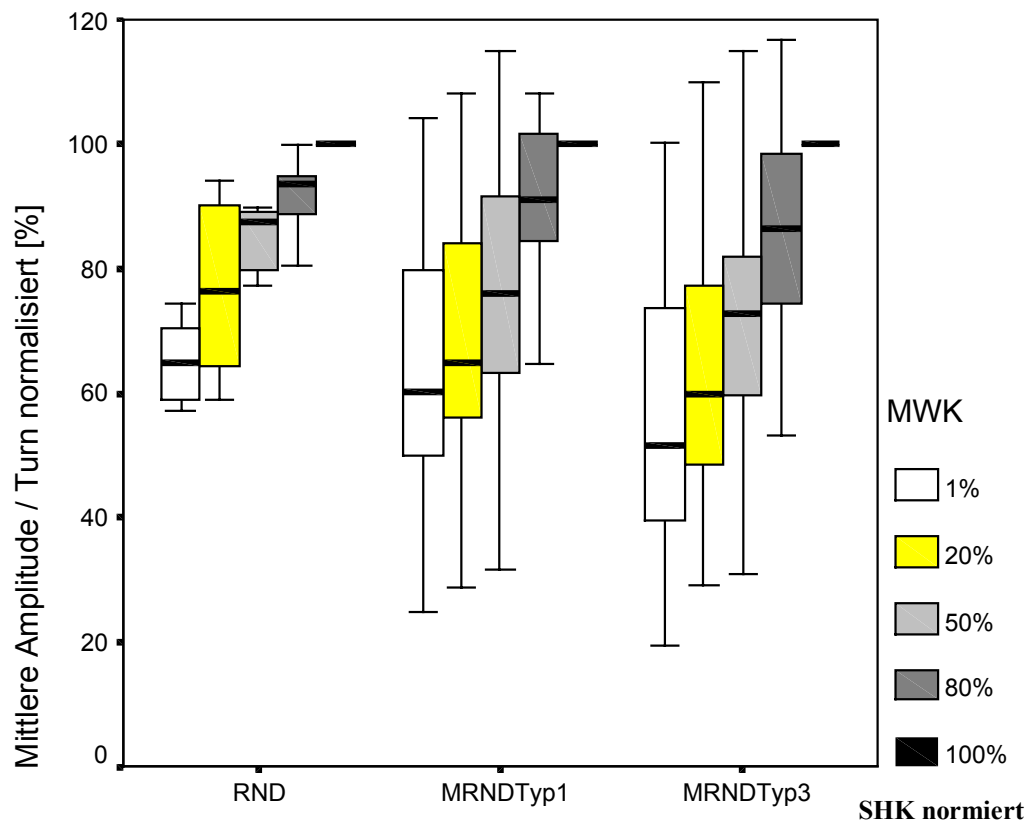
| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|-----------------------|-------|-------|-------|-------|-----------------------------|
| Trapeziusparese | 43,4% | 61,9% | 82,4% | 95,3% | 0,0001 |
| Keine Trapeziusparese | 49,9% | 68,1% | 87,8% | 97,8% | 0,0001 |
| Mann Whitney Test p = | 0,924 | 0,484 | 0,230 | 0,379 | |

Abb. 54: NT in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese; Darstellung der Daten mit Angabe der p-Werte der Unterschiede .

MAT

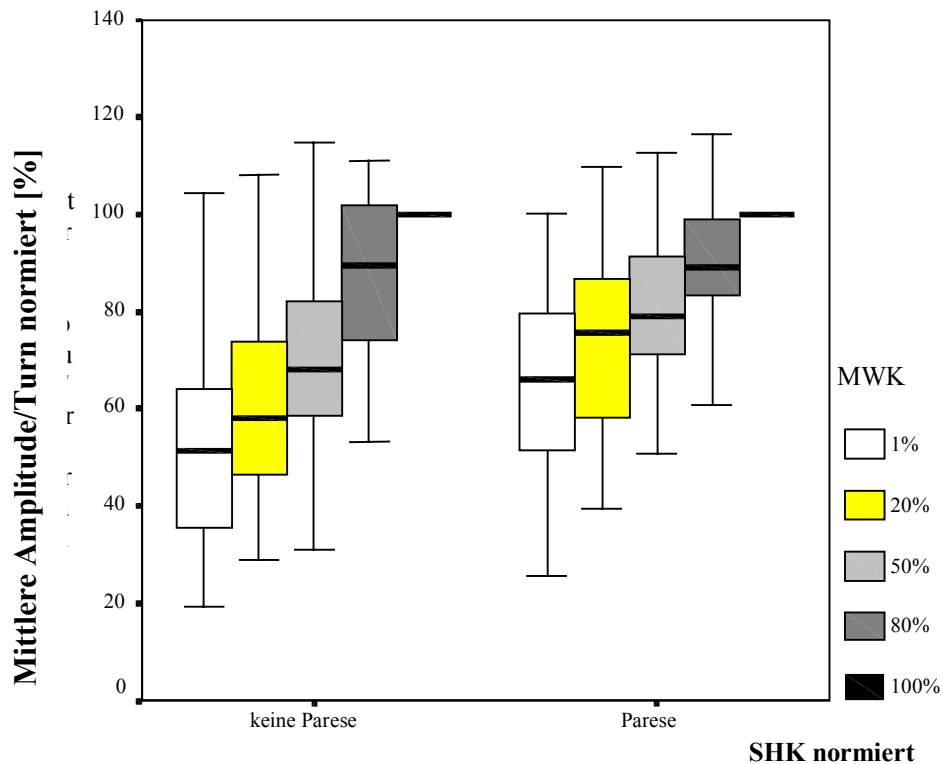
Die mittlere Amplitude / Turn zeigte innerhalb der Gruppen einen signifikanter Werteanstieg. Die Unterschiede zwischen den Gruppen waren nur beim Vergleich von RND-MRND Typ3 bei 50% der MWK signifikant und war bei 20% der Kontraktion grenzwertig ($p=0,06$). Die Multivariate-Analyse zeigte keine signifikanten Unterschiede unter Berücksichtigung aller Messwerte (Abb. 55).

Bezogen auf eine Trapeziusparese fanden wir signifikant höhere Werte bei 1%, 20% und 50% der MWK. Die MAT wies deutlich geringere normierte Werte bei erhaltener Trapeziusfunktion auf. Die Multivariate-Analyse ergab keine signifikanten Unterschiede unter Einbeziehung aller Werte ($p=0,115$) (Abb. 56).



| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 |
|------------------------|-------|-------|--------------|-------|
| RND – MRND Typ1 | 0,765 | 0,185 | 0,277 | 0,872 |
| RND – MRND Typ3 | 0,371 | 0,063 | 0,049 | 0,267 |
| MRND Typ1 – MRND Typ 3 | 0,462 | 0,564 | 0,584 | 0,261 |

Abb. 55: MAT nach ND; oben Anstieg der Werte in Abhängigkeit von der Kontraktion; unten Mann-Whitney Test zum Paarvergleich der Medianwerte in den Gruppen bezogen auf das Kraftniveau.



| | 1 | 20 | 50 | 80 | p= |
|------------------------------|--------------|--------------|--------------|-------|-----------------------------|
| | | | | | Multivariate Analyse |
| Trapeziusparese | 66,0% | 75,6% | 79,1% | 89,2% | 0,0001 |
| keine Trapeziusparese | 51,4% | 58,1% | 68,3% | 89,5% | 0,0001 |
| Mann Whitney Test p = | 0,025 | 0,014 | 0,048 | 0,765 | |

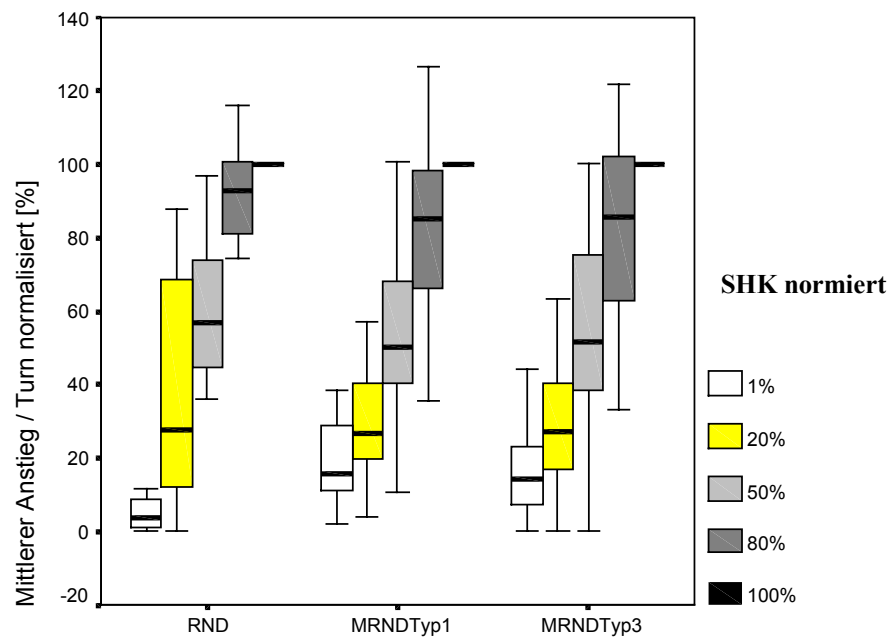
Abb. 56: MAT in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese; Darstellung der Daten mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

MST

Der mittlere Anstieg / Turn zeigte signifikante Anstiege der Werte innerhalb aller Gruppen auf. Bei Vergleich aller Gruppen waren die Unterschiede bei 1% der MWK signifikant.

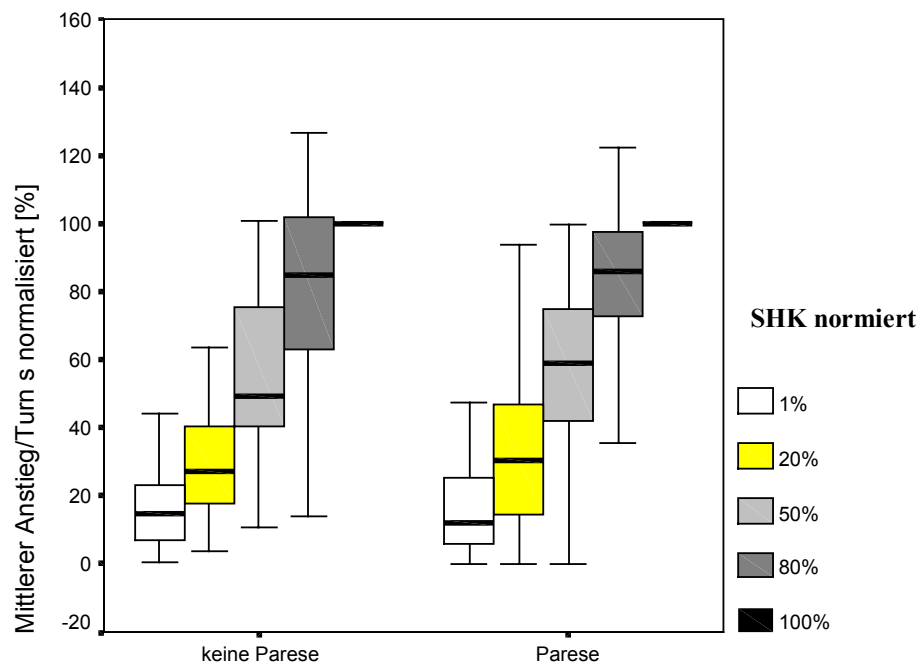
Beim Paarvergleich wird deutlich, dass die Unterschiede zwischen RND und MRND Typ1 und 3 Gruppe hierzu führen (Abb. 57).

Bezogen auf den M. trapezius waren die Messwerte höher in der Paresegruppe. Bei Vergleich der Gruppen waren die Unterschiede bei 1%, 20% und 50% signifikant (Abb. 58).



| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 |
|------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| RND – MRND Typ1 | 0,012 | 0,801 | 0,909 | 0,219 |
| RND – MRND Typ3 | 0,019 | 0,999 | 0,801 | 0,279 |
| MRND Typ1 – MRND Typ 3 | 0,419 | 0,840 | 0,863 | 0,818 |

Abb. 57: MST nach ND; oben Anstieg der Werte in Abhängigkeit von der Kontraktion; unten Mann-Whitney Test zum Paarvergleich der Medianwerte in den Gruppen bezogen auf das Kraftniveau (* = signifikant nach Bonferroni-Korrektur; $p < 0,0125$).



| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|-----------------------|-------|--------|-------|-------|-----------------------------|
| Trapeziusparese | 66,0% | 75,6% | 79,1% | 89,2% | 0,0001 |
| Keine Trapeziusparese | 51,4% | 58,1% | 68,3% | 89,5% | 0,0001 |
| Mann Whitney Test p = | 0,025 | 0,014* | 0,048 | 0,765 | |

Abb. 58: MST in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese; Darstellung der Daten mit Angabe der p-Werte der Unterschiede.

4.2.3 CMS

Zur Beurteilung der Ergebnisse des CMS ist es erforderlich, den Gesamtscore auf den Operationsumfang und eine vorhandene Trapeziusparese zu beziehen. Zur Differenzierung, welcher Teil des Scores zu einer Veränderung der Gesamtpunktzahl geführt hat, ist es erforderlich, die Teile des Tests einzeln vergleichend zu betrachten. Hierzu gehören Schmerzen, Einschränkungen der Aktivitäten im täglichen Leben, der Bewegungsumfang der Schulter und eine Schulterhebekraftmessung.

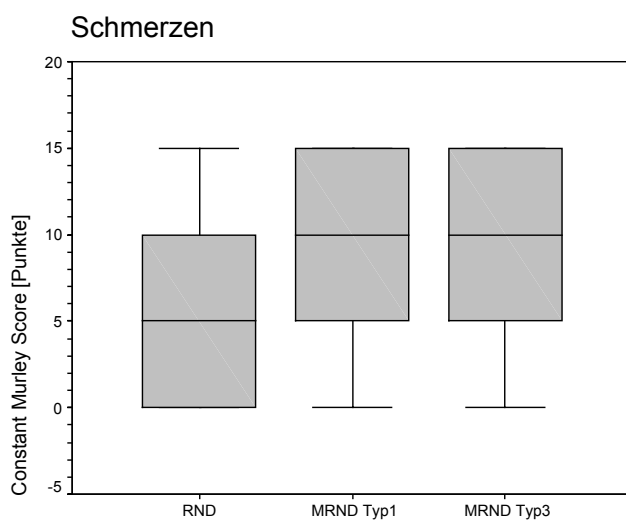
Die erreichten Punktzahlen stellen wir für jeden Teil und den Gesamtscore als Boxplotdiagramm dar. Die Unterschiede der Mediane zwischen den Gruppen wurden als Signifikanztabelle aufgeführt.

Score in Abhängigkeit vom Operationsumfang

In keiner der Gruppen wurde die maximal mögliche Punktzahl erreicht.

Schmerzen

Patienten nach RND hatten niedrigere Punktzahlen, d. h. stärkere Schmerzen als nach MRND Typ1 und 3. Signifikante Unterschiede ließen sich nicht finden, der p-Wert bei Vergleich der RND und MRND Typ3 Gruppe betrug 0,059 (Abb. 59).

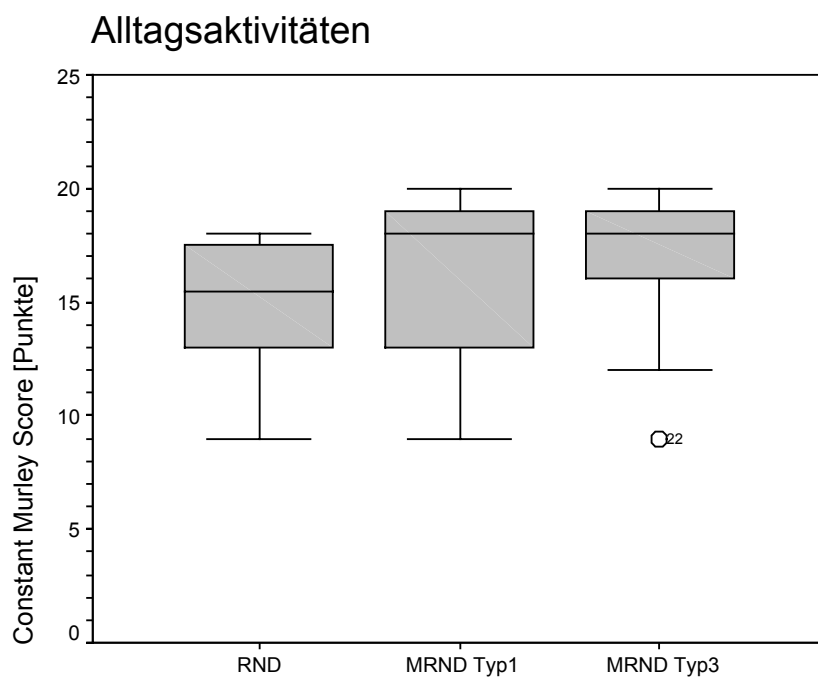


| | RND- MRND Typ1 | RND- MRND Typ3 | MRND Typ1- MRND Typ3 |
|--|-------------------|-------------------|-------------------------|
| p = Mann Whitney Test | 0,129 | 0,059 | 0,426 |

Abb. 59: Schmerzbewertung im CMS; oben Darstellung der Werte im Boxplotdiagramm; unten p-Werte bei einem Paarvergleich zwischen den Gruppen.

Alltagsaktivitäten

Einschränkungen der Aktivitäten im täglichen Leben waren bei Patienten nach RND stärker ausgeprägt als nach MRND Typ1 und 3. Die Unterschiede waren bei Vergleich der RND und MRND Typ3 Gruppe signifikant (Abb. 60)

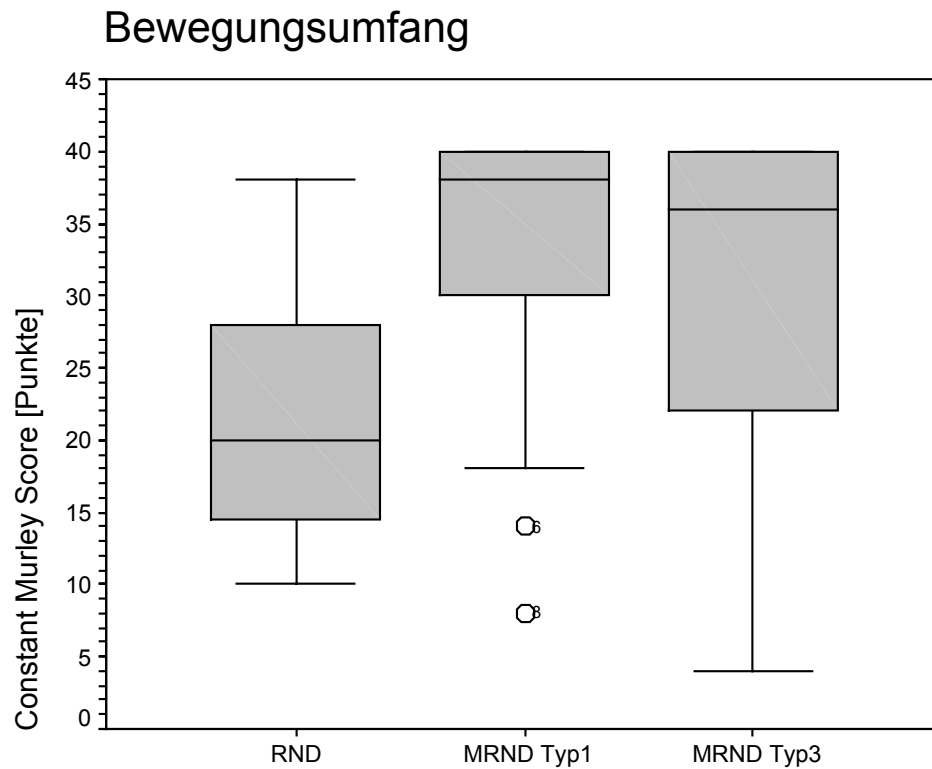


| | RND- MRND Typ1 | RND- MRND Typ3 | MRND Typ1- MRND Typ3 |
|--|-------------------|-------------------|-------------------------|
| p = <small>Mann Whitney Test</small> | 0,237 | 0,045 | 0,394 |

Abb. 60: Bewertung der Einschränkung der Alltagsaktivitäten im CMS; oben Darstellung der Werte im Boxplotdiagramm; unten p-Werte bei einem Paarvergleich zwischen den Gruppen.

Bewegungseinschränkung

Eine Bewegungseinschränkung der Schulter war signifikant stärker ausgeprägt bei Patienten nach RND als nach MRND Typ1 und 3. Bei Vergleich der beiden MRND Gruppen bestanden keine signifikanten Unterschiede (Abb. 61).

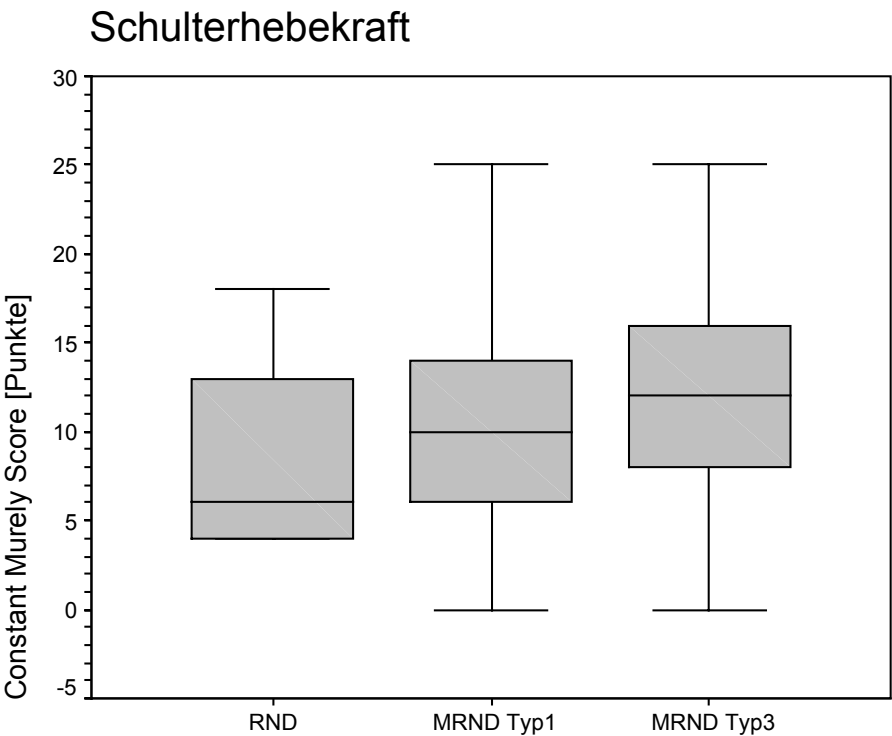


| | RND- MRND Typ1 | RND- MRND Typ3 | MRND Typ1- MRND Typ3 |
|--|-------------------|-------------------|-------------------------|
| p = <small>Mann Whitney Test</small> | 0,008* | 0,024 | 0,394 |

Abb. 61: Bewertung des Bewegungsumfanges im CMS; oben Darstellung als Boxplotdiagramm; unten p-Werte bei einem Paarvergleich zwischen den Gruppen (*=signifikant nach Bonferroni-Korrektur; $p < 0,0167$).

Schulterhebekraft

In der RND Gruppe wurden die geringsten Werte der Schulterhebekraft gemessen, welche sich in der kleinsten Punktzahl ausdrückten. Die MRND Typ3 Gruppe hatte die höchste Punktzahl erreicht. Die Unterschiede waren zwischen keiner Gruppe signifikant (Abb. 62).

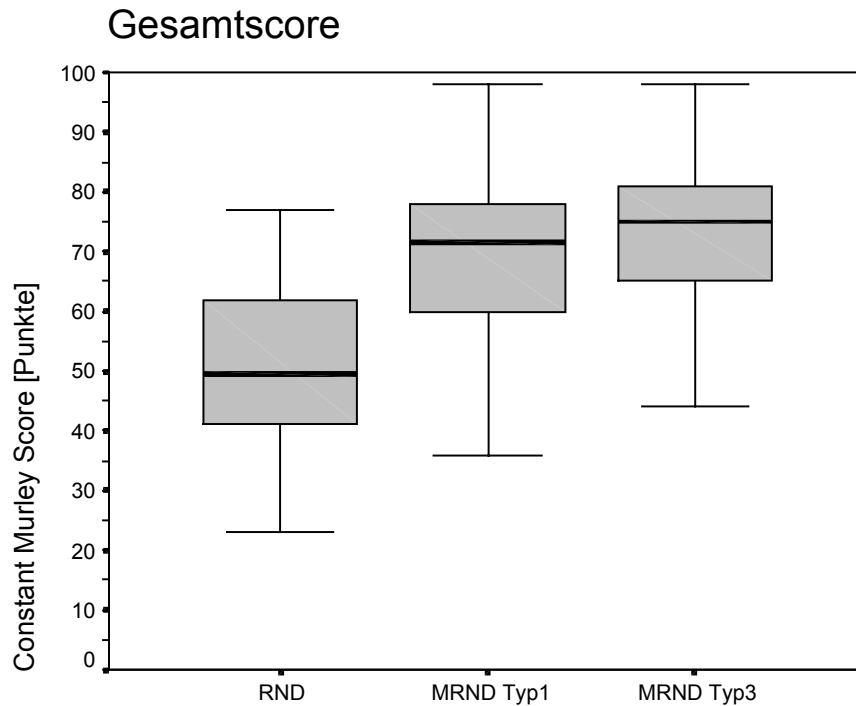


| | RND- MRND Typ1 | RND- MRND Typ3 | MRND Typ1- MRND Typ3 |
|------------------------------|-------------------|-------------------|-------------------------|
| p = Mann Whitney Test | 0,393 | 0,121 | 0,264 |

Abb. 62: Bewertung der SHK im CMS; oben Darstellung als Boxplotdiagramm; unten p-Werte bei einem Paarvergleich zwischen den Gruppen.

Gesamtscore in Abhängigkeit vom Operationsumfang

Die insgesamt erreichte Punktzahl war in der MRND Typ3 Gruppe am höchsten, gefolgt von der MRND Typ1 und RND Gruppe. Die Unterschiede zwischen den Gruppen waren RND und MRND Typ1 und 3 signifikant (Abb. 63).



| | Mittelwert | Standard- Abweichung | Paarvergleich mit | p-Wert T Test |
|-----------|------------|-------------------------|----------------------|------------------|
| RND | 50,63 | 16,76 | MRND Typ 3 | 0,01* |
| MRND Typ1 | 68,41 | 18,35 | RND | 0,02 |
| MRND Typ3 | 70,1 | 17,69 | MRND Typ 1 | 0,72 |

Abb. 63: CMS ; Mittelwerttabelle und Angabe der p-Werte.

Score in Abhängigkeit von der Trapeziusfunktion

Die Darstellung der Teile des CMS in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese erfolgte in einem gemeinsamen Diagramm (Abb. 64, Tab. 6). Die SHK war in der Paresegruppe signifikant geringer.

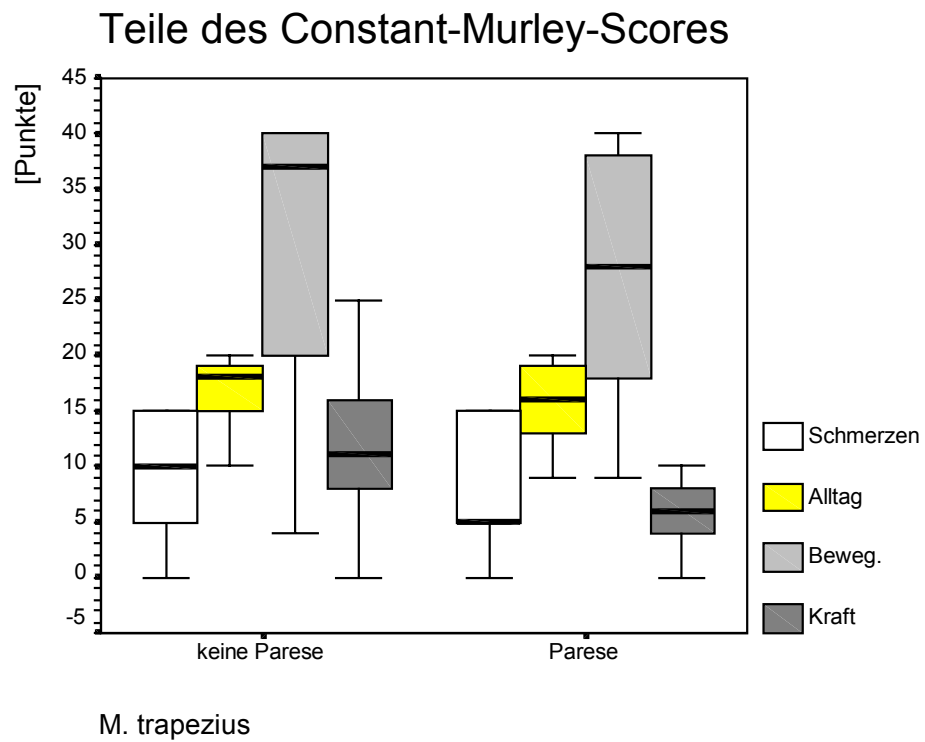


Abb. 64: Darstellung der Punktzahl der einzelnen Teile des CMS in Abhängigkeit von der Trapeziusfunktion.

| | Schmerzen | Alltag | Bewegungs-umfang | Schulter-hebekraft | Gesamtscore |
|--|-----------|--------|------------------|--------------------|--------------|
| Trapeziusparese | 5 | 16 | 28 | 6 | 60 |
| Keine Trapeziusparese | 10 | 18 | 37 | 11 | 74 |
| P = <small>Mann Whitney Test</small> | 0,184 | 0,464 | 0,103 | 0,003* | 0,033 |

Tab. 6:: CMS in Abhängigkeit von der Trapeziusfunktion; Mediantabelle mit Angabe der p-Werte (*=signifikant nach Bonferroni-Korrektur;p<0,0125).

4.3 Prospektive Untersuchungen der Schulterfunktion bei Trapeziusparese mittels OEMG/SHK-Messung und des CMS

4.3.1 BMI

Von den weiblichen Patienten waren 50 % normal- und 50 % übergewichtig. Bei den männlichen Patienten zeigten 50 % Normalgewicht. Übergewicht hatten 37 %, fettleibig waren 11 % der Patienten (Abb. 65).

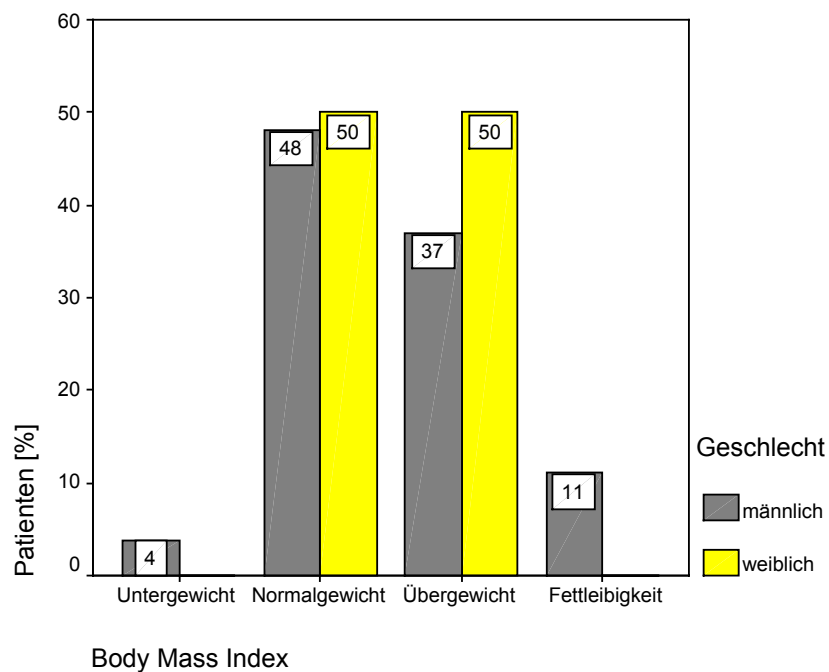


Abb. 65: BMI der Patienten aus Studie 3 (n = 30).

4.3.2 OEMG/SHK- Messung

Die Daten hierfür wurden wie in Studie 2 anhand der Rampenmethode nach Rühmann et al. gemessen. Die statistische Untersuchung beinhaltete den Wertevergleich der Patienten in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese. Die p-Werte der Unterschiede zwischen den Mittelwerten wurde für jedes Kraftniveau zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten tabellarisch angegeben. Die Analyse aller Messwerte erfolgte wiederum nach dem Multivariate Verfahren. Die Darstellung der OEMG/SHK- Werte erfolgte für die MAT nach der Normierung zu jedem Untersuchungstermin als Boxplotdiagramm.

RMS

Die Werte der RMS stiegen bei jedem Untersuchungstermin in beiden Gruppen gleichermaßen an. Die p-Werttabelle bestätigt dieses Ergebnis bei allen Kontraktionsniveaus und an allen Terminen. Die Multivariate Analyse ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen (Tab. 7).

| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | p = Multivariate Analyse |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-----------------------------|
| Präoperativ | 0,867 | 0,237 | 0,981 | 0,301 | 0,070 |
| Postoperativ 1 | 0,431 | 0,464 | 0,808 | 0,570 | 0,951 |
| Postoperativ 2 | 0,685 | 0,685 | 0,725 | 0,570 | 0,929 |
| Postoperativ 3 | 0,457 | 0,053 | 0,429 | 0,487 | 0,211 |

Tab. 7: RMS normiert in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese ; p-Werttabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann-Whitney- Test und Multivariate Analyse).

MF

| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | P = Multivariate Analyse |
|----------------|--------|-------|---------------|---------------|-----------------------------|
| Präoperativ | 0,457 | 0,487 | 0,518 | 0,793 | 0,376 |
| Postoperativ 1 | 0,081 | 0,104 | 0,009* | 0,005* | 0,661 |
| Postoperativ 2 | 0,162 | 0,198 | 0,219 | 0,341 | 0,938 |
| Postoperativ 3 | 0,,905 | 0,549 | 0,615 | 0,218 | 0,689 |

Tab. 8: MF normiert in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese; p-Werttabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann-Whitney-Test und Multivariate-Analyse).

MPF

Hier ergab sich ein annähernd gleiches Ergebnis wie bei der MF. Bei insgesamt bereits hohen Werten bei 1 % der MWK kamen nur geringe Werteanstiege mit zunehmender Kontraktion zur Darstellung. Unterschiede im Verlauf der Anstiege konnten zwischen den Untersuchungsterminen nicht erkannt werden. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen fanden sich 14 Tage postoperativ bei 50 % und 80 % der MWK. Die Multivariate Analyse ergab keine signifikanten Gesamtunterschiede zwischen den Gruppen. Die MPF erreichte präoperativ und 6 Monate postoperativ bei 80 % der MWK über 100 % des Maximalwertes (Tab. 9).

| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | P = Multivariate Analyse |
|-----------------------|-------|-------|--------------|---------------|-----------------------------|
| Präoperativ | 0,224 | 0,170 | 0,071 | 0,380 | 0,096 |
| Postoperativ 1 | 0,282 | 0,064 | 0,019 | 0,005* | 0,656 |
| Postoperativ 2 | 0,396 | 0,432 | 0,383 | 0,374 | 0,787 |
| Postoperativ 3 | 0,822 | 0,262 | 0,149 | 0,186 | 0,445 |

Tab. 9: MPF normiert in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese ; p-Werttabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann- Whitney- Test und Multivariate-Analyse; *=signifikant nach Bonferroni-Korrektur;p<0,0125).

FV

Zu jedem Untersuchungstermin zeigten die Werte in beiden Gruppen einen gleichmäßigen Anstieg mit zunehmender Kontraktion. Auffällig waren die teilweise großen Streubreiten der Werte, vor allem 14 Tage postoperativ bei 80 % der MWK. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen waren weder im Mann-Whitney Test noch mit der Multivariate Analyse festzustellen (Tab. 10).

| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | P = Multivariate Analyse |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-----------------------------|
| Präoperativ | 0,597 | 0,774 | 0,265 | 0,645 | 0,389 |
| Postoperativ 1 | 0,533 | 0,725 | 0,999 | 0,978 | 0,549 |
| Postoperativ 2 | 0,570 | 0,607 | 0,935 | 0,893 | 0,888 |
| Postoperativ 3 | 0,756 | 0,607 | 0,935 | 0,893 | 0,348 |

Tab. 10: MPF normiert in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese; p-Werttabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann- Whitney-Test und Multivariate Analyse).

NT

Die Werte der NT wiesen deutliche Anstiege in beiden Gruppen und an allen Untersuchungsterminen auf. Auffällig waren die niedrigen Werte bei 1 % und 20 % der MWK. Die NT erreichte nur 6 Monate postoperativ bei 80 % der MWK über 100 % des Maximalwerte. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen konnten weder im Mann-Whitney Test noch in der Multivariate Analyse festgestellt werden. (Tab.

11

| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | P = Multivariate Analyse |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-----------------------------|
| Präoperativ | 0,418 | 0,411 | 0,397 | 0,604 | 0,914 |
| Postoperativ 1 | 0,308 | 0,272 | 0,437 | 0,408 | 0,103 |
| Postoperativ 2 | 0,839 | 0,508 | 0,666 | 0,940 | 0,719 |
| Postoperativ 3 | 0,306 | 0,673 | 0,406 | 0,372 | 0,852 |

Tab. 11: .NT normiert in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese; p-Werttabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann-Whitney-Test und Multivariate Analyse).

MAT

Die Werte der MAT zeigten präoperativ in beiden Gruppen einen kontinuierlichen Anstieg. Bei 1 % der MWK lagen die Werte deutlich höher als bei den übrigen Merkmalen der Turnanalyse. Postoperativ kam es zu signifikanten Unterschieden der Werte zwischen den Gruppen an allen Untersuchungsterminen. Die Patienten mit Trapeziusparese wiesen einen deutlich geringeren Anstieg auf. Dies äußerte sich in bereits hohen, normierten Werten bei niedrigen Kontraktionsniveaus (Abb. 66-69).

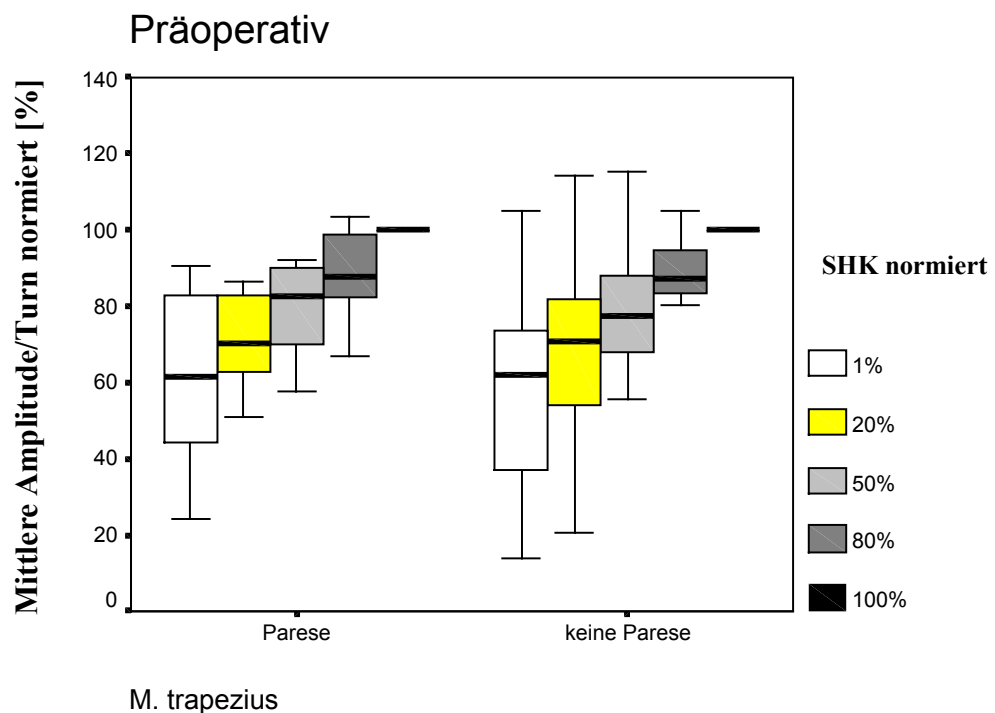


Abb. 66: MAT normiert in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese; Vergleich der Werte präoperativ.

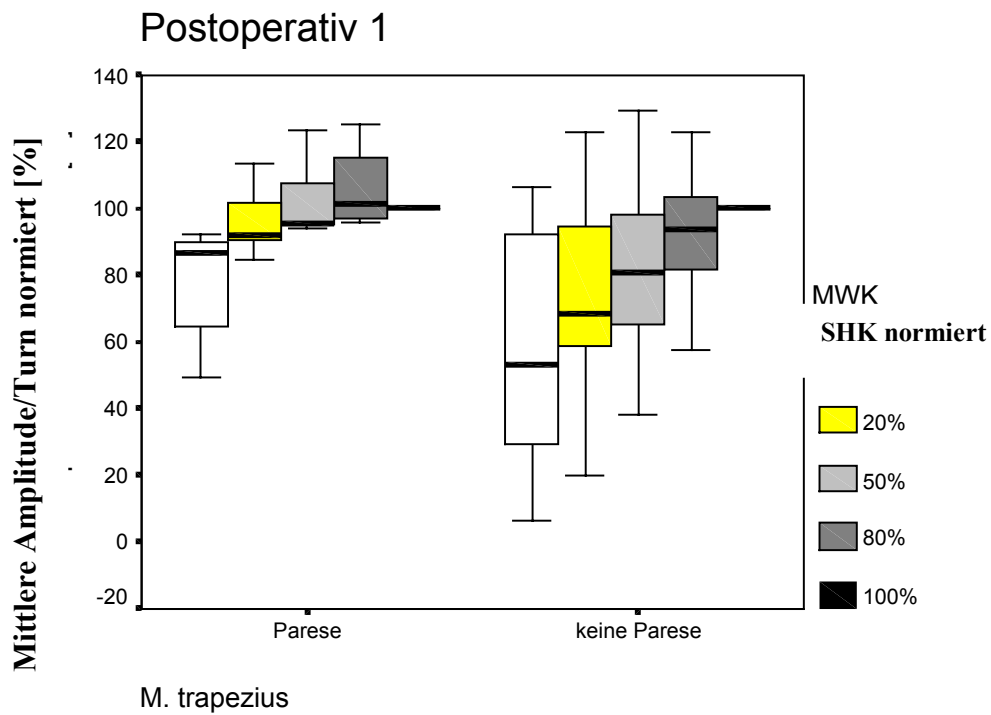


Abb. 67: MAT normiert in Abhängigkeit von einer Trapeziusparesis; Vergleich der Werte 14 Tage postoperativ.

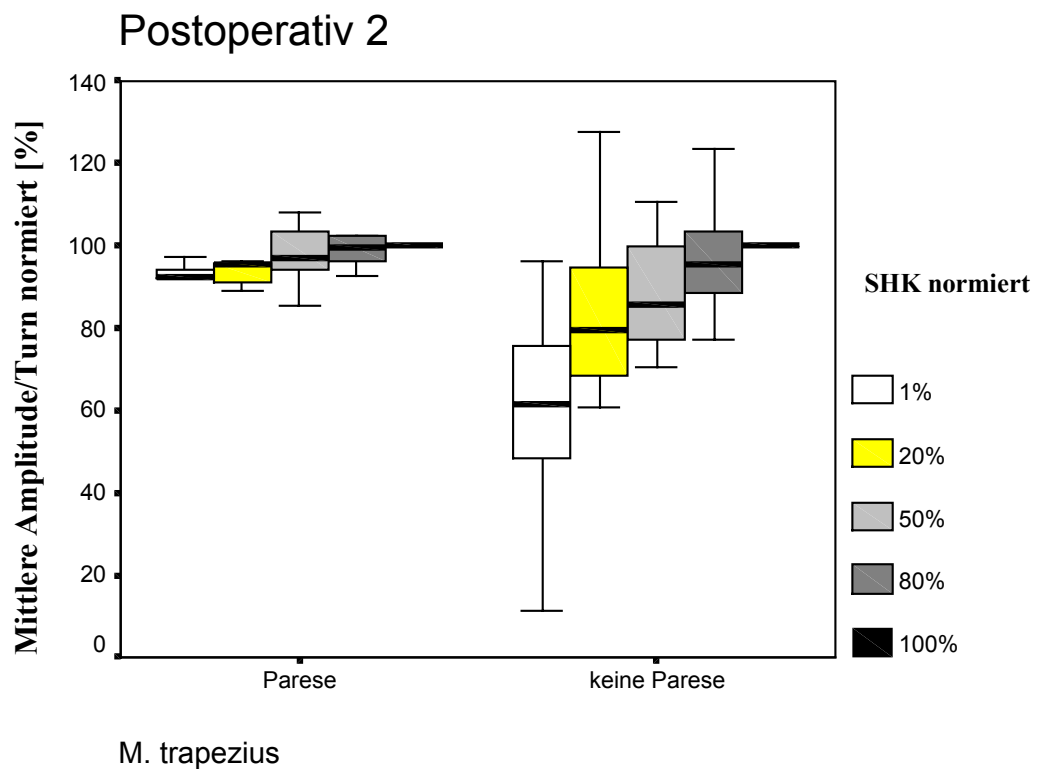


Abb. 68: MAT normiert in Abhängigkeit von einer Trapeziusparesis; Vergleich der Werte 3 Monate postoperativ.

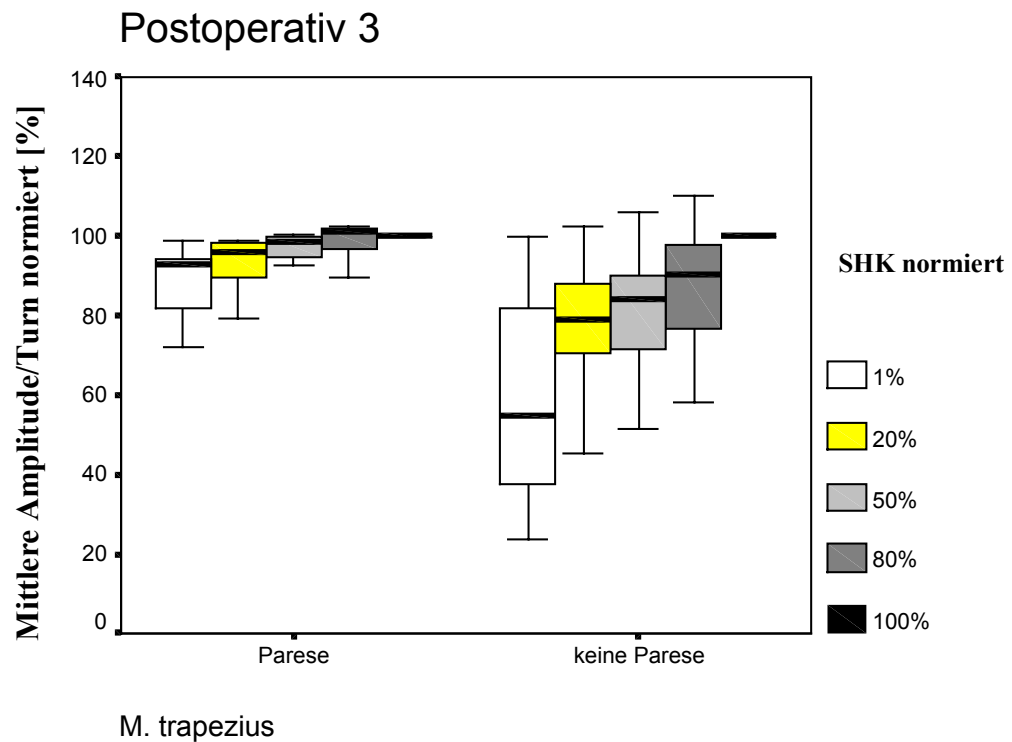


Abb. 69: MAT normiert in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese ; Vergleich der Werte 6 Monate postoperativ.

| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | P = Multivariate Analyse |
|-----------------------|---------------|---------------|---------------|--------------|-----------------------------|
| Präoperativ | 0,556 | 0,625 | 0,676 | 0,628 | 0,970 |
| Postoperativ 1 | 0,249 | 0,024 | 0,018 | 0,036 | 0,186 |
| Postoperativ 2 | 0,012* | 0,098 | 0,075 | 0,327 | 0,050 |
| Postoperativ 3 | 0,004* | 0,010* | 0,011* | 0,045 | 0,374 |

Tab. 12: MAT normiert in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese ; p-Werttabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann-Whitney-Test und Multivariate Analyse; *=signifikant nach Bonferroni-Korrektur;p<0,0125).

MST

Die Werte zeigten an allen Untersuchungsterminen einen gleichmäßigen Anstieg mit zunehmender Kontraktion. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen waren weder im Mann-Whitney- noch in der Multivariate Analyse feststellbar (Tab. 13).

| MWK [%] | 1 | 20 | 50 | 80 | P = <small>Multivariate Analyse</small> |
|----------------|-------|-------|-------|-------|--|
| Präoperativ | 0,934 | 0,989 | 0,684 | 0,553 | 0,828 |
| Postoperativ 1 | 0,455 | 0,840 | 0,774 | 0,124 | 0,203 |
| Postoperativ 2 | 0,884 | 0,882 | 0,744 | 0,502 | 0,925 |
| Postoperativ 3 | 0,490 | 0,995 | 0,311 | 0,217 | 0,781 |

Tab. 13: MST normiert in Abhängigkeit von einer Trapeziusparese; p-Werttabelle der Unterschiede zwischen den Gruppen (Mann-Whitney-Test und Multivariate Analyse).

4.3.3 CMS

Der CMS wurde an jedem Untersuchungstermin erhoben. Die Auswertung erfolgte einzeln für jeden Fragenkomplex und für den Gesamtscore. Die Unterschiede wurden als p-Werttabelle aufgeführt. In den abgebildeten gruppierten Boxplotdiagrammen sind die in jedem Teil des Scores erreichte Punktzahl an jedem Untersuchungstermin dargestellt. Unterschieden wurden wie in Studie 2 Schmerzen, Alltagsaktivitäten, Bewegungsumfang und SHK. Gegenübergestellt wurden die Patientengruppen mit und ohne Trapeziusparese.

Schmerzen

Die maximale Punktzahl der Schmerzen von 15 entsprach Schmerzfreiheit. Unsere Ergebnisse zeigten ein deutliches Abfallen der Punktzahl in der Paresegruppe direkt postoperativ und nach 3 Monaten. Die Patienten mit erhaltener Trapeziusfunktion gaben nur in vereinzelten Fällen schwache oder mäßige Schmerzen postoperativ an. Die Unterschiede waren im t-Test nicht signifikant (Abb. 70).

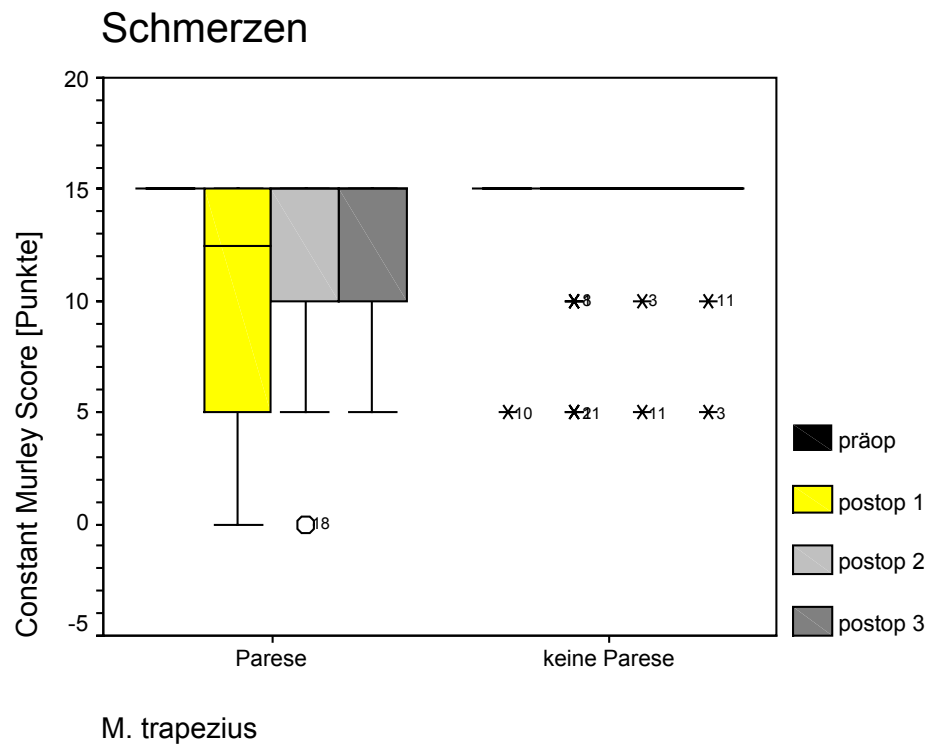


Abb. 70: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich Schmerzen in der Schulterregion.

Alltagsaktivitäten

Die erreichte Punktzahl bezüglich Einschränkungen der Alltagsaktivitäten fiel in der Paresegruppe 14 Tage postoperativ deutlich ab und stieg im Beobachtungszeitraum nicht wieder an. Die Unterschiede zwischen den Gruppen waren 3 und 6 Monate postoperativ signifikant (Abb. 71 und Tab. 14).

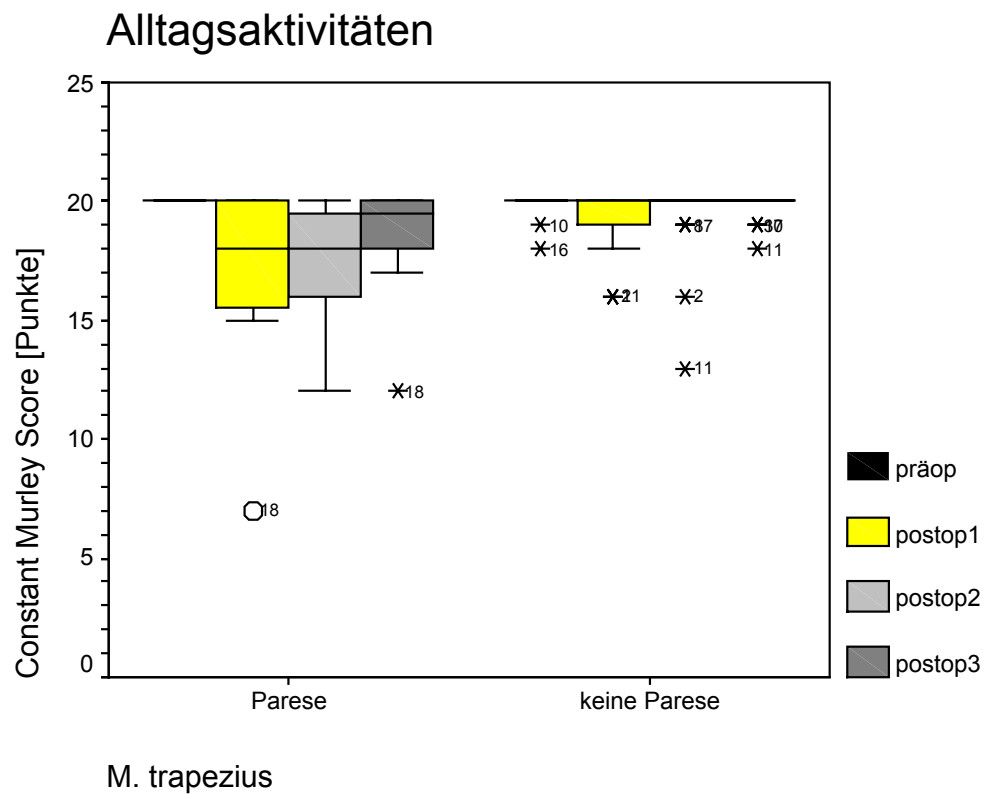


Abb. 71: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich der Einschränkung bei Alltagsaktivitäten.

| | präop | postop1 | postop2 | postop3 |
|---------------------------|-------|---------|---------|---------|
| <i>Alltagsaktivitäten</i> | 0,347 | 0,067 | 0,005* | 0,037 |

Tab. 14: P-Werte bei Vergleich der Punktzahl beider Gruppen (* = signifikant nach Bonferroni-Korrektur; $p < 0,0125$).

Bewegungsumfang

Auch die Punktzahl zur Erfassung des Bewegungsumfanges der Schulter zeigte postoperativ einen signifikanten Abfall in der Gruppe mit Trapeziusparese. Diese geringere Punktzahl zeigte nach 6 Monaten keinen Anstieg (Abb. 72 und Tab. 15).

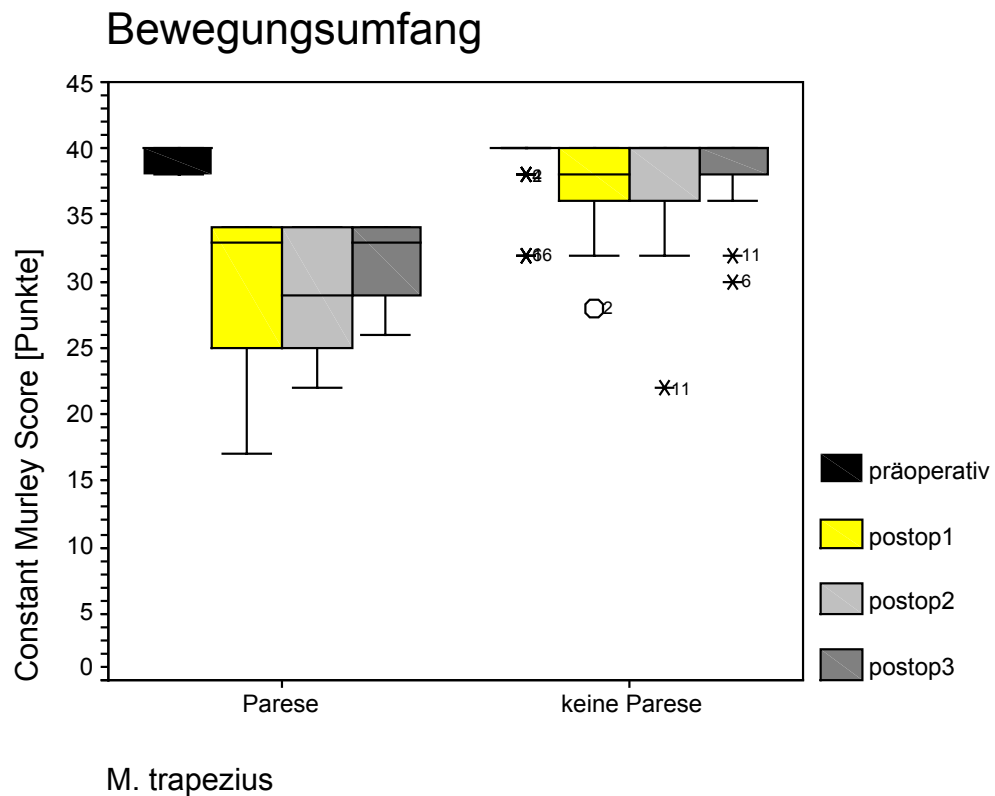


Abb. 72: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich des Bewegungsumfanges der Schulter.

| | präop | postop1 | postop2 | postop3 |
|------------------------|-------|---------|---------|---------|
| <i>Bewegungsumfang</i> | 0,414 | 0,001* | 0,0001* | 0,0001* |

Tab. 15: P-Werte bei Vergleich der Punktzahl beider Gruppen (t-Test; * = signifikant nach Bonferroni-Korrektur; $p < 0,0125$).

Schulterhebekraft

Die SHK wies in beiden Gruppen einen deutlichen Abfall der Punktzahl auf, welche sich nach 6 Monaten teilweise wieder erhöhte. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ergaben sich nicht (Abb. 73 und Tab. 16).

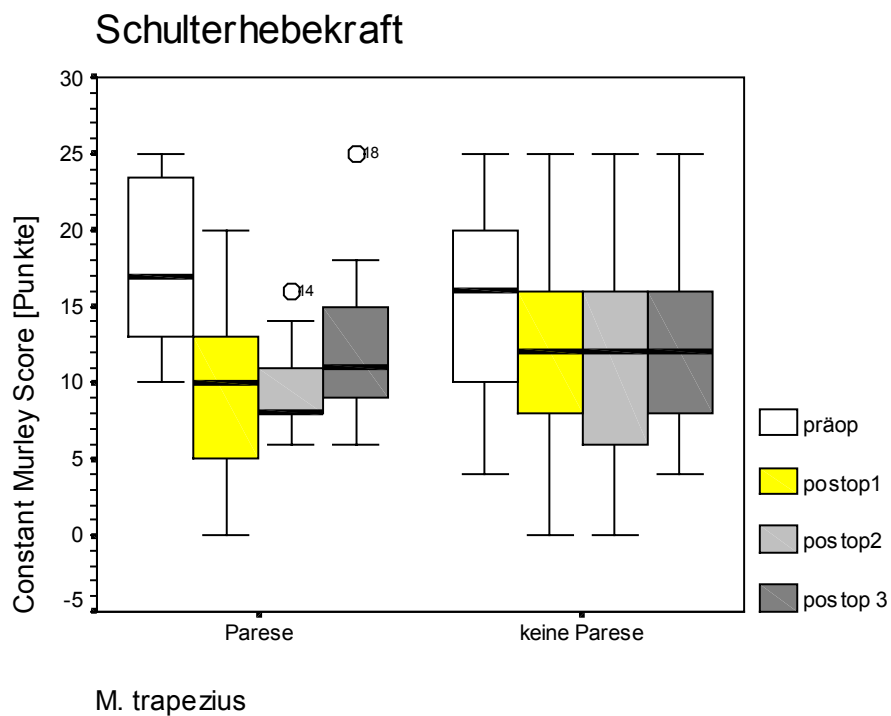


Abb. 73: Abb. 74: CMS; Vergleich der ermittelten Punktzahl bezüglich SHK in der Schulterregion.

| | präop | postop1 | postop2 | postop3 |
|--------------------------|-------|---------|---------|---------|
| <i>Schulterhebekraft</i> | 0,461 | 0,508 | 0,505 | 0,961 |

Tab. 16: P-Werte bei Vergleich der Punktzahl beider Gruppen (t-Test).

Gesamtscore

Der Gesamtscore wies 14 Tage postoperativ einen signifikanten Abfall der erreichten Punktzahl in der Paresegruppe auf. 3 und 6 Monate postoperativ stiegen die Gesamtpunktzahlen wieder an. Die Unterschiede zwischen beiden Gruppen waren an allen Untersuchungsterminen signifikant (Abb. 74 und Tab. 17).

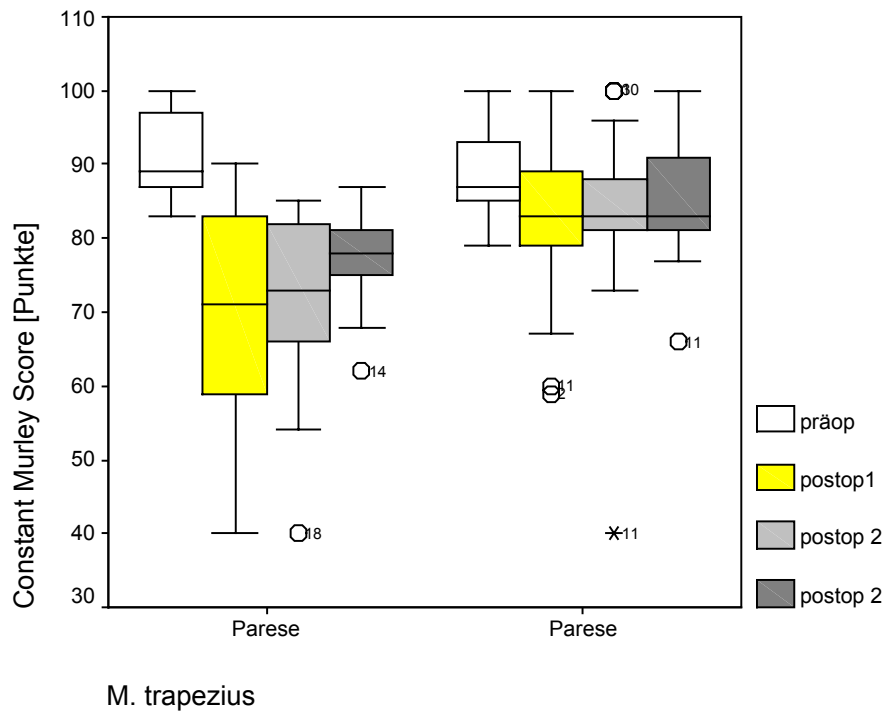


Abb. 74: CMS; Vergleich der Gesamtpunktzahl.

| | Parese | keine Parese | p-Wert T Test |
|-----------------------|--------|--------------|------------------|
| präoperativ | 89,0 | 87,0 | 0,355 |
| postoperativ 1 | 71,0 | 83,0 | 0,027 |
| postoperativ 2 | 73,0 | 83,0 | 0,019 |
| postoperativ 3 | 78,0 | 83,0 | 0,010* |

Tab. 17: CMS; Mittelwerte und Angabe der p-Werte (* = signifikant nach Bonferroni-Korrektur, $p < 0,0125$).

4.4 Wertigkeit des Plexus cervicalis für die Entstehung schmerzhafter Schulterbeschwerden

Im ersten Teil wurden die Ergebnisse der Sensibilitätsprüfung der cervikalen Haut als Balkendiagramm für jede Qualität dargestellt. Die Häufigkeiten des Sensibilitätsverlustes in den Gruppen wurden mit dem χ^2 –Test statistisch geprüft und die p-Werte tabellarisch für jeden Untersuchungszeitpunkt aufgeführt.

4.4.1 Oberflächensensibilität der Halshaut

Präoperativ waren in keinem Areal und für keine Qualität Sensibilitätsverluste festzustellen.

N. occipitalis minor (C2)

Nach Resektion des Plexus cervicalis zeigte sich in diesem Versorgungsgebiet eine zunehmende Sensibilitätsstörung für alle Qualitäten. Dieser Sensibilitätsverlust steigerte sich für „stumpf“, „warm“ und „kalt“ bis zum 2. postoperativen Untersuchungstermin. In der folgenden Beobachtungszeit blieb der Sensibilitätsverlust nahezu unverändert bestehen. Nach 6 Monaten war dies bei 62,5 % - 75 % der Patienten nachweisbar.

Nach Erhaltung des Plexus cervicalis hatten deutlich weniger Patienten derartige Symptome. Bei vereinzelten Fällen war in dieser Gruppe eine Sensibilitätsstörung nachweisbar. Am letzten Untersuchungstermin hatten alle Patienten eine ungestörte Hautsensibilität (Abb. 75-78, Tab. 18).

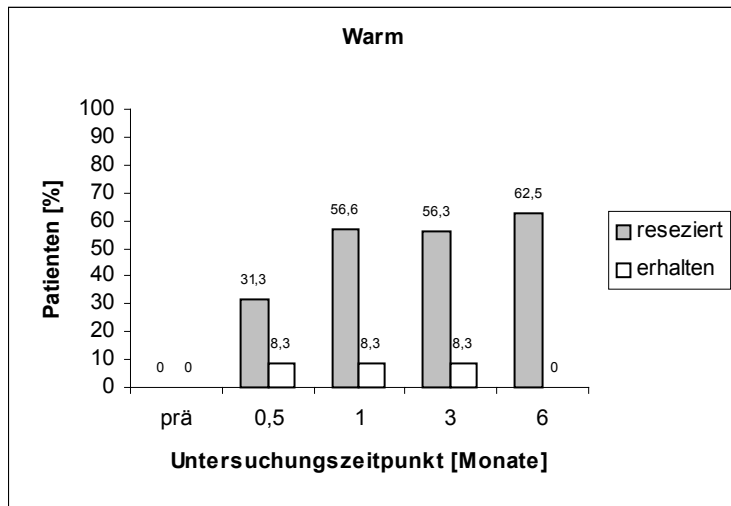


Abb. 75: N. occipitalis minor; Sensibilität für die Qualität "warm".

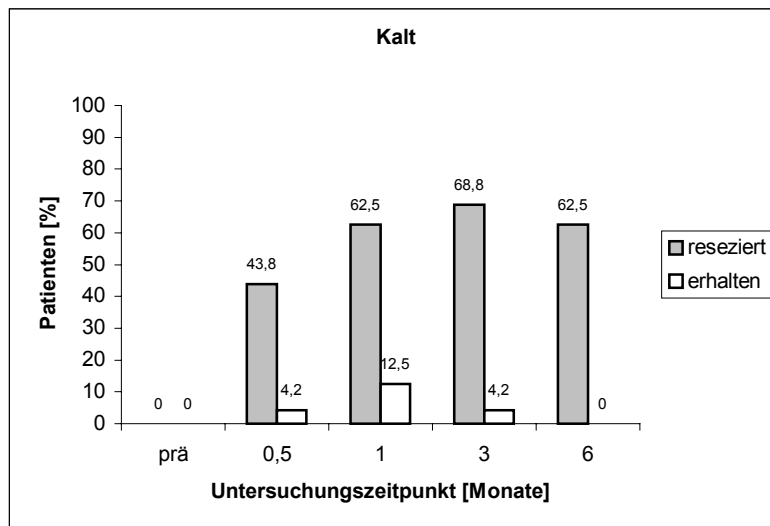


Abb. 76: N. occipitalis minor; Sensibilität für die Qualität „kalt“.

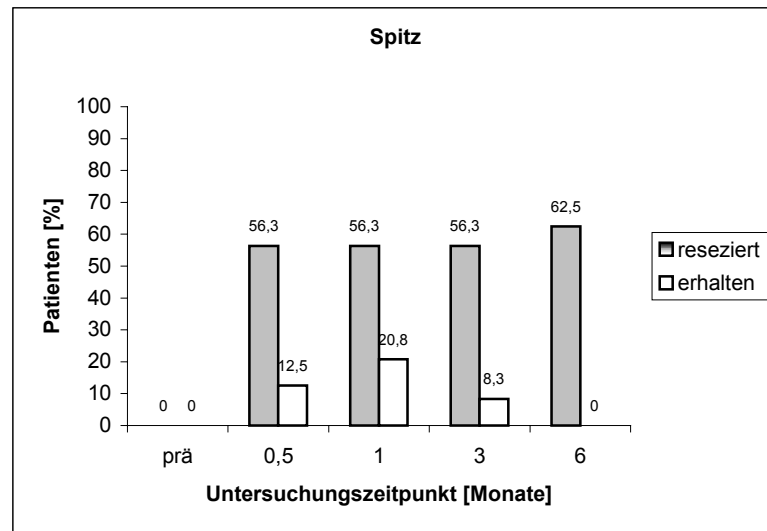


Abb. 77: N. occipitalis minor; Sensibilität für die Qualität "spitz".

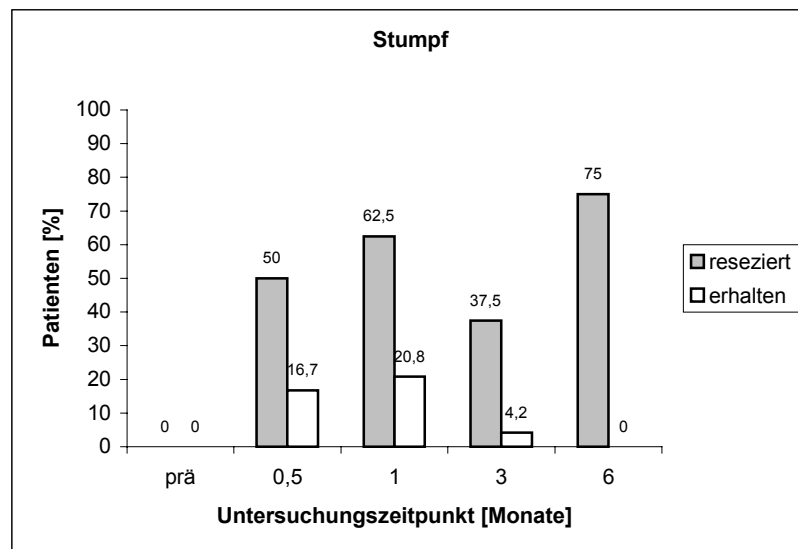


Abb. 78: N. occipitalis minor; Sensibilität für die Qualität „stumpf“.

| Untersuchungstermin postoperativ [Monate] | warm | kalt | spitz | stumpf |
|--|---------|---------|---------|---------|
| 0,5 | 0,094 | 0,004* | 0,005* | 0,037 |
| 1 | 0,003* | 0,002* | 0,041 | 0,018 |
| 3 | 0,003* | 0,0001* | 0,003* | 0,011* |
| 6 | 0,0001* | 0,0001* | 0,0001* | 0,0001* |

Tab. 18: N. occipitalis minor; p-Werttabelle für alle Qualitäten zu den Untersuchungsterminen (χ^2 -Test; * = signifikant nach Bonferroni-Korrektur; $p < 0,0125$).

N. auricularis magnus (C2)

Nach Resektion des Plexus cervicalis waren Sensibilitätsstörungen aller Qualitäten 14 Tage postoperativ und auch im weiteren Verlauf deutlich häufiger als im Gebiet des N. occipitalis minor. Auch hier kam es zu einer weiteren Verstärkung des Sensibilitätsverlustes für alle Qualitäten, außer „spitz“. Nach 6 Monaten hatten 68,8 % - 93,8 % („stumpf“) derartige Symptome.

Im Vergleich zum Areal des N. occipitalis minor hatten bei Erhaltung des Plexus cervicalis mehr Patienten Sensibilitätsstörungen. 14 Tage postoperativ war der Sensibilitätsverlust nahezu gleichermaßen ausgeprägt wie nach Plexusresektion und zeigte im weiteren Verlauf eine Erholungstendenz. Nach 6 Monaten hatten 33,3 % - 50 % („stumpf“) der Patienten noch Sensibilitätsstörungen aller Qualitäten (Abb. 79-82, Tab. 19).

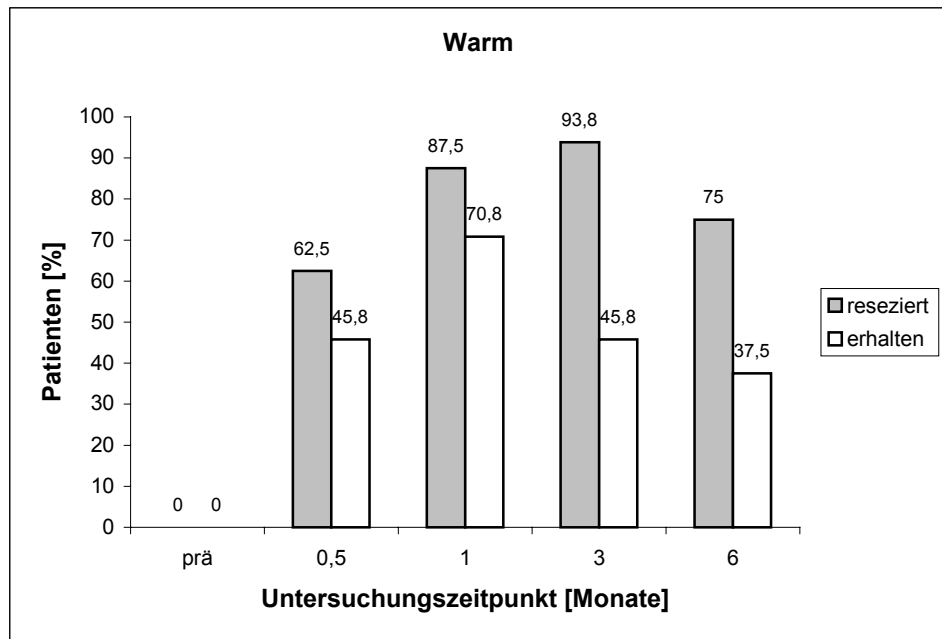


Abb. 79: N. occipitalis minor; Sensibilität für die Qualität "spitz".

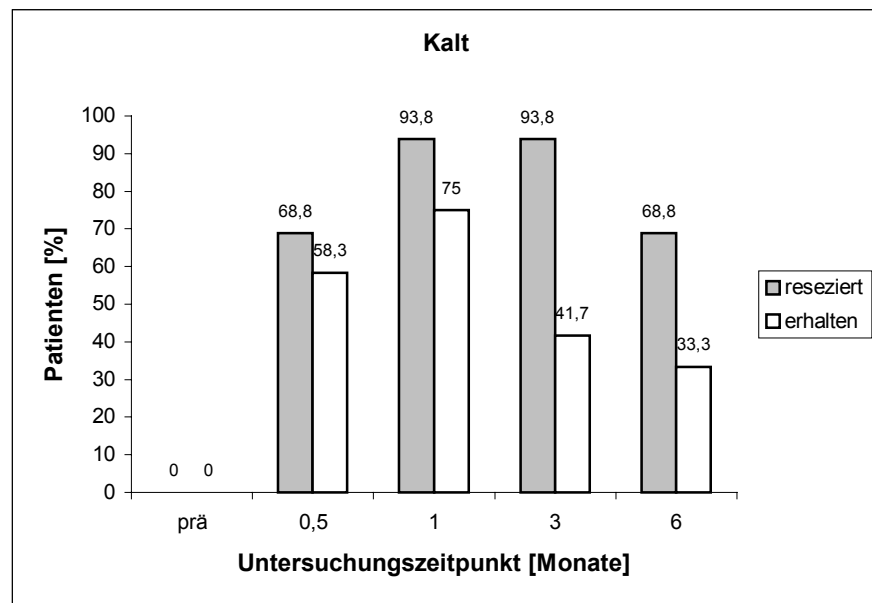


Abb. 80: N. auricularis magnus (C2) Sensibilität für die Qualität „kalt“.

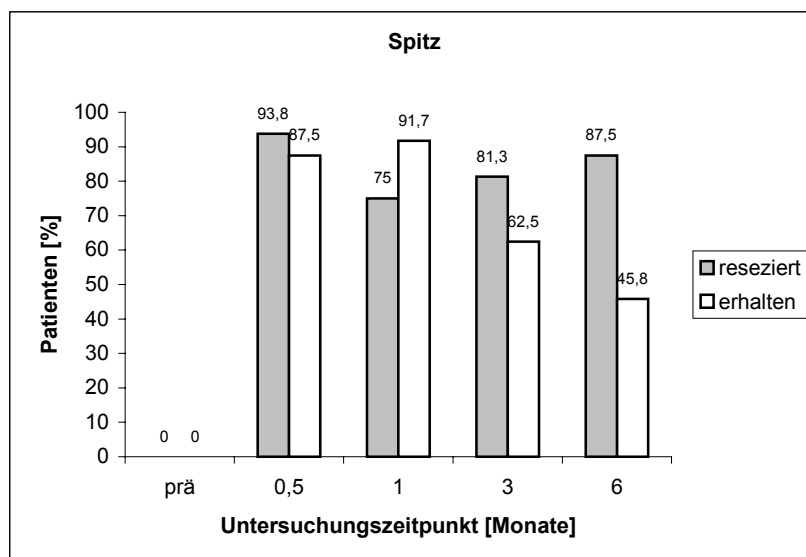


Abb. 81: N auricularis magnus (C2); Sensibilität für die Qualität „spitz“.

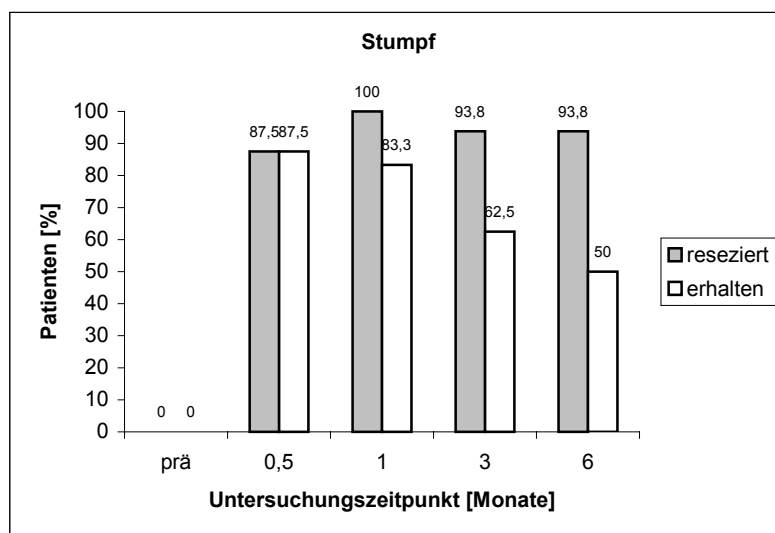


Abb. 82: N auricularis magnus (C2); Sensibilität für die Qualität „stumpf“.

| Untersuchungstermin postoperativ [Monate] | warm | kalt | spitz | stumpf |
|--|---------------|---------------|---------------|---------------|
| 0,5 | 0,349 | 0,740 | 0,638 | 1,000 |
| 1 | 0,272 | 0,210 | 0,195 | 0,136 |
| 3 | 0,002* | 0,001* | 0,297 | 0,032 |
| 6 | 0,027 | 0,051 | 0,010* | 0,005* |

Tab. 19: N auricularis magnus (C2); p-Werttabelle für alle Qualitäten zu den Untersuchungsterminen (χ^2 -Test; * = signifikant nach Bonferroni-Korrektur; $p < 0,0125$).

Nervus transversus colli (C3)

Nach Resektion des Plexus cervicalis waren Sensibilitätsstörungen nahezu gleich häufig wie im Gebiet des N. occipitalis minor. Nach 6 Monaten waren „warm“, „kalt“ und „stumpf“ mit 63,5 % am häufigsten betroffen.

Bei Plexuserhaltung waren diese Störungen deutlich seltener. Am Ende des Beobachtungszeitraums hatten nur vereinzelte Patienten in dieser Gruppe Sensibilitätsstörungen für „warm“, „kalt“ und „spitz“ (Abb. 83-86, Tab. 20).

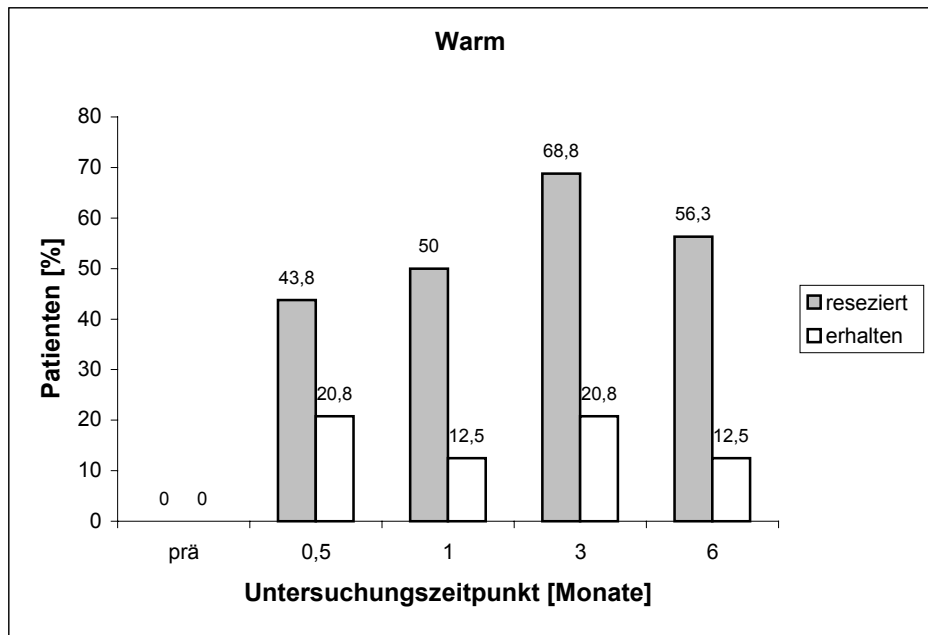


Abb. 83: N. transversus colli (C3), Sensibilität für die Qualität "warm".

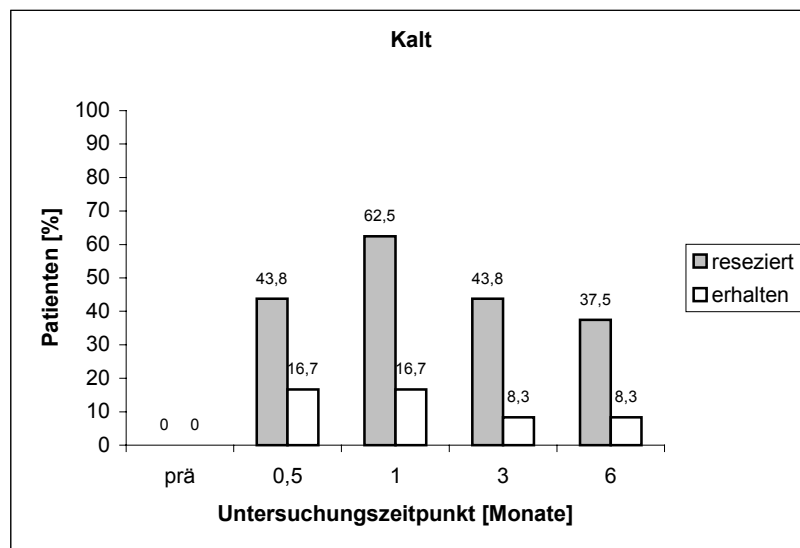


Abb. 84: N. transversus colli (C3), Sensibilität für die Qualität „kalt“.

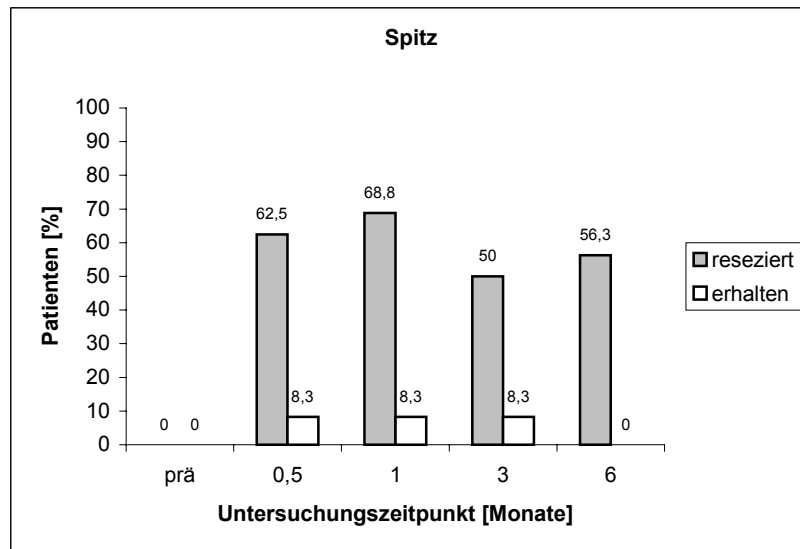


Abb. 85: N. transversus colli (C3), Sensibilität für die Qualität "spitz".

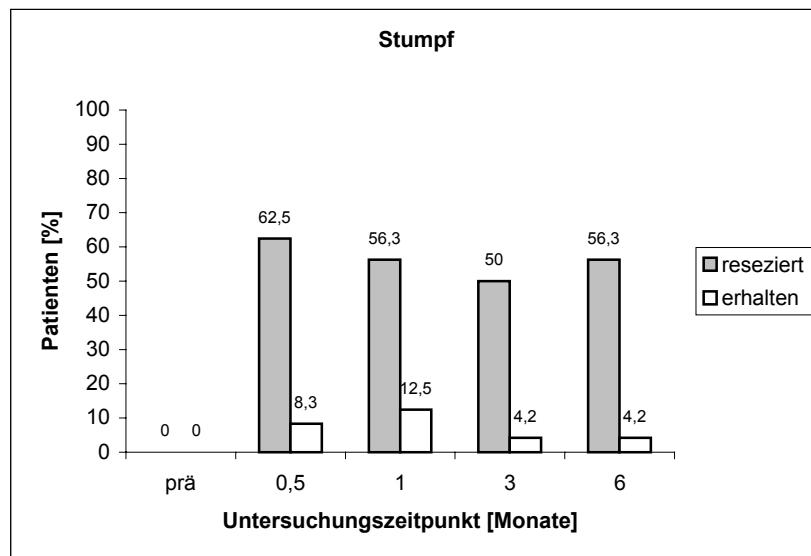


Abb. 86: N. transversus colli (C3), Sensibilität für die Qualität „stumpf“.

| Untersuchungstermin postoperativ [Monate] | warm | kalt | spitz | stumpf |
|--|---------------|---------------|----------------|----------------|
| 0,5 | 0,166 | 0,080 | 0,0001* | 0,0001* |
| 1 | 0,014 | 0,006* | 0,0001* | 0,005* |
| 3 | 0,004* | 0,018 | 0,007* | 0,001* |
| 6 | 0,005* | 0,042 | 0,0001* | 0,0001* |

Tab. 20: N. transversus colli (C3), p-Werttabelle für alle Qualitäten zu den Untersuchungsterminen (χ^2 -Test; * = signifikant nach Bonferroni-Korrektur; $p < 0,0125$).

Nn. supraclaviculares (C4)

Nach Resektion des Plexus cervicalis hatte mehr als die Hälfte der Patienten eine Sensibilitätsstörung für alle Qualitäten. Der Sensibilitätsverlust nahm bis zum letzten Untersuchungstermin für „spitz“ und „stumpf“ weiter zu. Am häufigsten wurden Störungen für „stumpf“ (87 %) und „warm“ (81,3 %) angegeben.

Bei Erhaltung des Plexus cervicalis waren Sensibilitätsstörungen 14 Tage postoperativ deutlich seltener. Maximal 20,8 % („warm“) der Patienten gaben nach 6 Monaten einen Sensibilitätsverlust an (Abb. 88-91, Tab. 21).

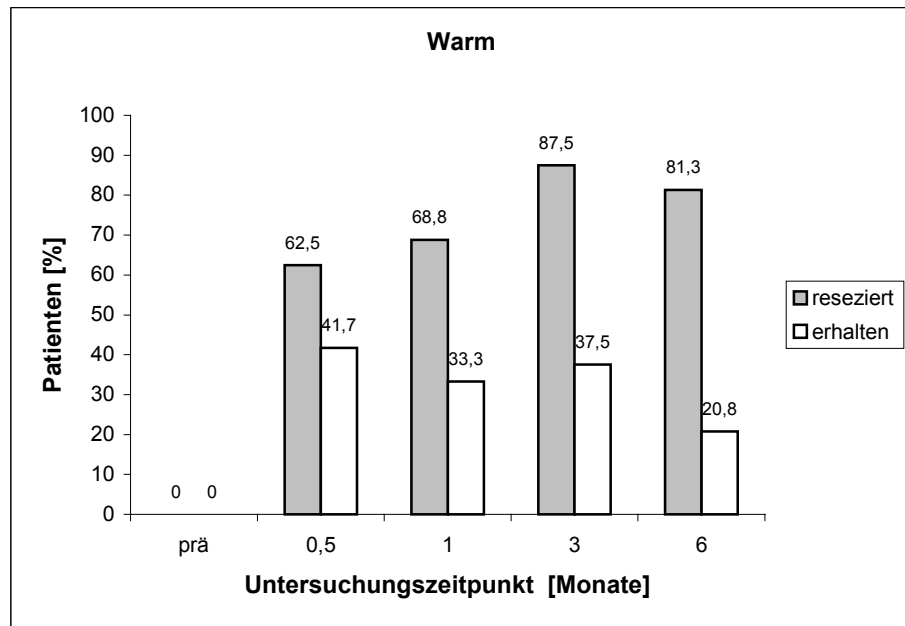


Abb. 87: Nn. supraclaviculares (C4), Sensibilität für die Qualität "warm".

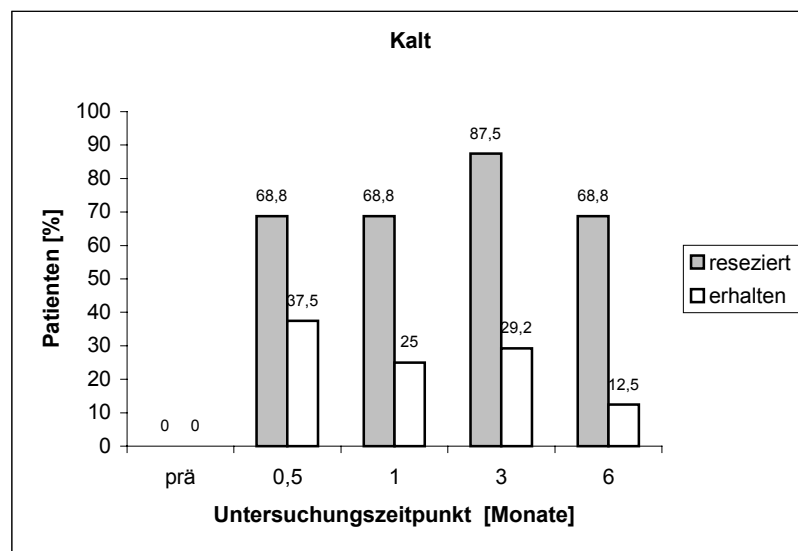


Abb. 88: : Nn. supraclaviculares (C4), Sensibilität für die Qualität „kalt“.

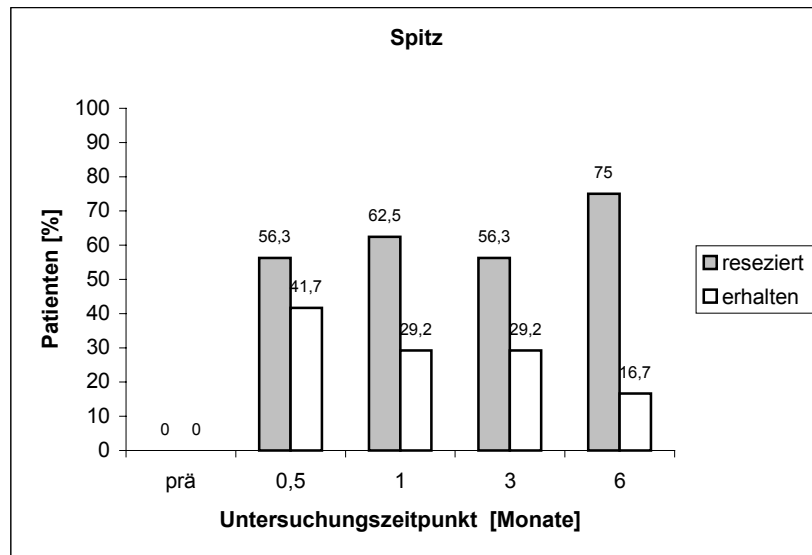


Abb. 89: Nn. supraclaviculares (C4), Sensibilität für die Qualität "spitz".

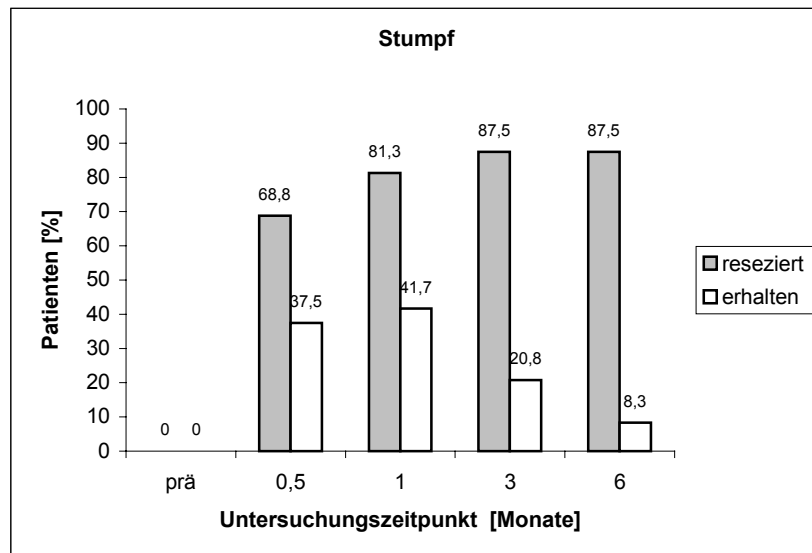


Abb. 90: Nn. supraclaviculares (C4), Sensibilität für die Qualität „stumpf“.

| Untersuchungstermin postoperativ [Monate] | warm | kalt | spitz | stumpf |
|--|----------------|----------------|----------------|----------------|
| 0,5 | 0,333 | 0,105 | 0,520 | 0,105 |
| 1 | 0,051 | 0,009* | 0,053 | 0,022 |
| 3 | 0,003* | 0,0001* | 0,110 | 0,0001* |
| 6 | 0,0001* | 0,0001* | 0,0001* | 0,0001* |

Tab. 21: Nn. supraclaviculares (C4), p-Werttabelle für alle Qualitäten zu den Untersuchungsterminen (χ^2 -Test; * = signifikant nach Bonferroni-Korrektur; $p < 0,0125$).

4.4.2 Schmerzen in Abhängigkeit von der Erhaltung des Plexus cervicalis

Es wurden hierbei die Patientengruppen nach Resektion (n=16) und bei Erhaltung (n=24) des Plexus cervicalis verglichen.

Ruheschmerzen

Nach reseziertem Plexus cervicalis traten Ruheschmerzen postoperativ bei 12,5% und nach 6 Monaten bei 31,3% der Patienten auf. Präoperativ hatten in dieser Gruppe 6,3% der Fälle Schmerzsymptome. Die Patienten mit erhaltenem Plexus cervicalis hatten in 8,3% präoperativ, 16,7% postoperativ und nach 6 Monaten Ruheschmerzen (Abb. 91).

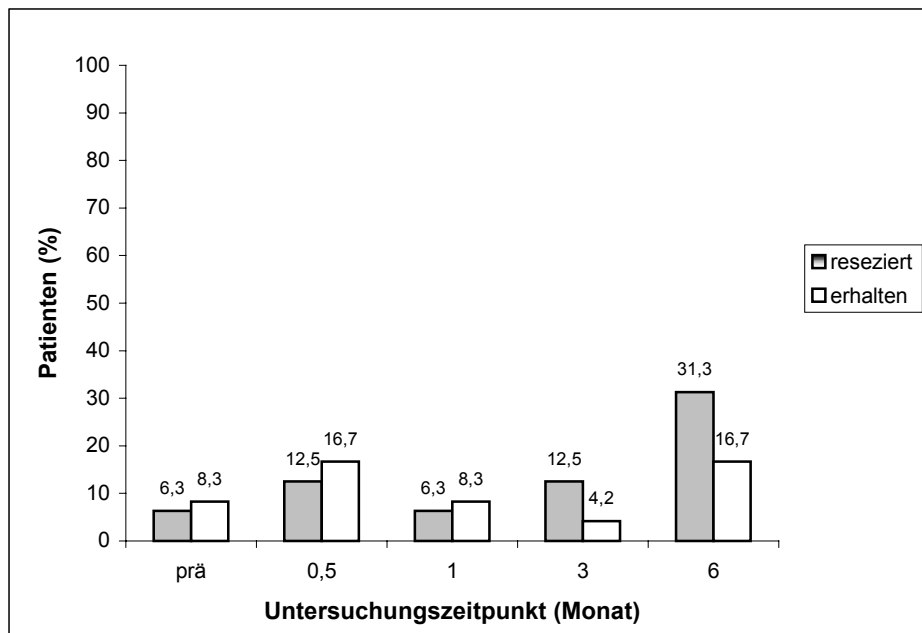


Abb. 91: Häufigkeit von Ruheschmerzen bei Erhaltung und nach Resektion des Plexus cervicalis.

Bewegungsabhängige Schmerzen

Nach Resektion des Plexus cervicalis wurden diese Symptome präoperativ von 6,3%, 14 Tage postoperativ in 18,8% und nach 6 Monaten in 50% angegeben. In der Gruppe mit erhaltenem Plexus cervicalis trat dies in 8,3% präoperativ und 25% 14 Tage postoperativ und 29,2% nach 6 Monaten auf (Abb. 92).

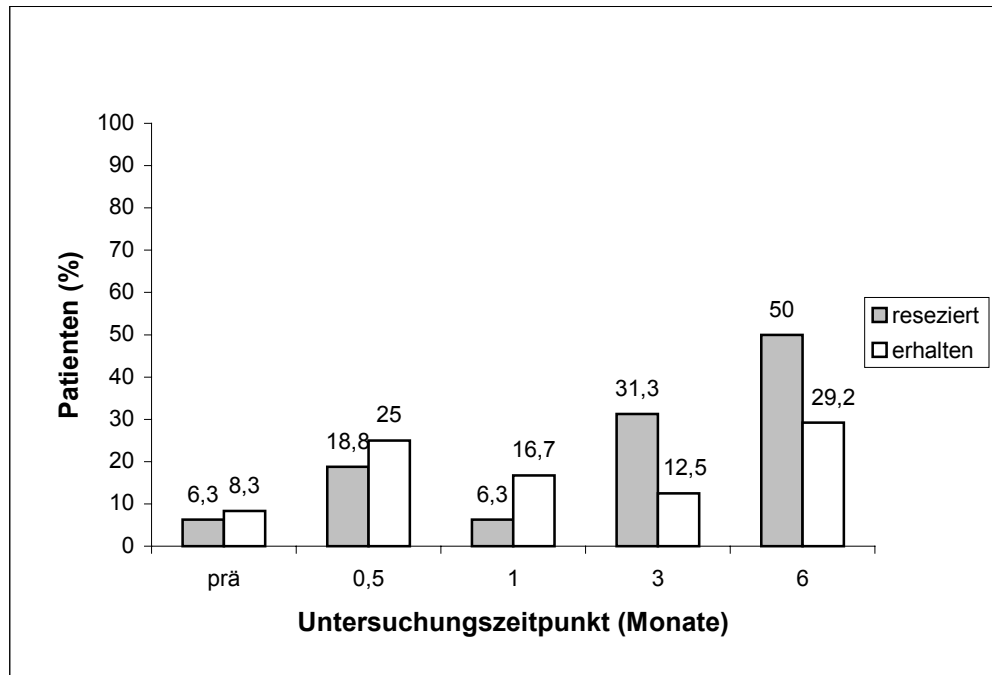


Abb. 92: Bewegungsabhängige Schmerzen bei Erhaltung und nach Resektion des Plexus cervicalis.

4.4.3 Schmerzen in Abhängigkeit vom Operationsumfang

Ruheschmerzen

Bezogen auf den Operationsumfang waren postoperativ nach radikaler und MRND Typ 1 bei 12,5 % und nach MRND Typ 3 in 16,7 % der Patienten Ruheschmerzen zu verzeichnen. Nach 6 Monaten hatten 50 % der radikal operierten gegenüber 12,5 % der Typ 1 und 16,7 % der Typ 3 operierten Patienten diese Beschwerden (Abb. 93).

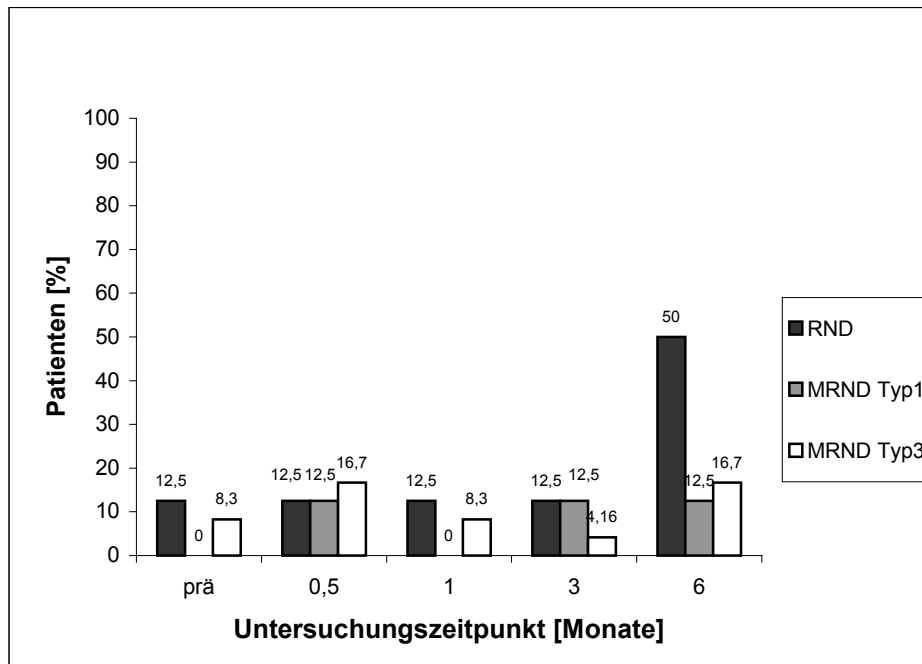


Abb. 93: Ruheschmerzen in Abhängigkeit vom Operationsumfang.

Bewegungsabhängige Schmerzen

Bewegungsabhängige Schmerzen traten direkt postoperativ nach radikaler und MRND Typ 1 in 25 % und nach MRND Typ 3 in 12,5 % der Fälle auf. Nach 6 Monaten hatten 62,5 % der radikal operierten und 37,5 % der MRND Typ 1 und 3 operierten Patienten Bewegungsschmerzen in der Schulterregion. Die Ergebnisse waren für den letzten Untersuchungstermin bezüglich Schulterschmerzen in Ruhe und bezogen auf den Operationsumfang zwischen radikal und MRND Typ 1 und 3 operierten Patienten mit $p < 0,05$ signifikant (Abb. 94).

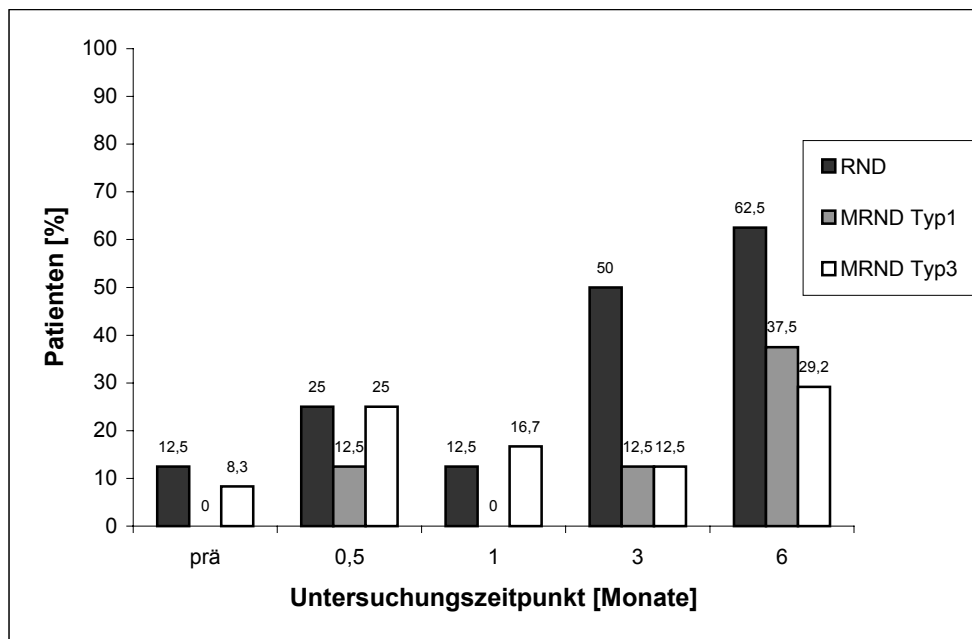


Abb. 94: Bewegungsabhängige Schmerzen bezogen auf den Operationsumfang.

4.4.4 Schmerzen in Abhängigkeit von der Trapeziusfunktion

Zur Überprüfung des Zusammenhanges zwischen der Trapeziusfunktion und Schulterschmerzen wurden die Patienten in Abhängigkeit von einer postoperativ auftretenden Trapeziusparese in 2 Gruppen eingeteilt und verglichen. Bezogen auf diese Gruppen wurden auch bereits präoperativ bestehende Schmerzsymptome angegeben.

Ruheschmerzen

Präoperativ bestanden nur bei vereinzelten Patienten Beschwerden in Ruhe. Im weiteren Verlauf waren Ruheschmerzen selten, erst 6 Monate postoperativ traten diese Symptome bei 41,2 % der Patienten mit Trapeziusparese ($p < 0,03$; χ^2 -Test) auf (Abb. 95).

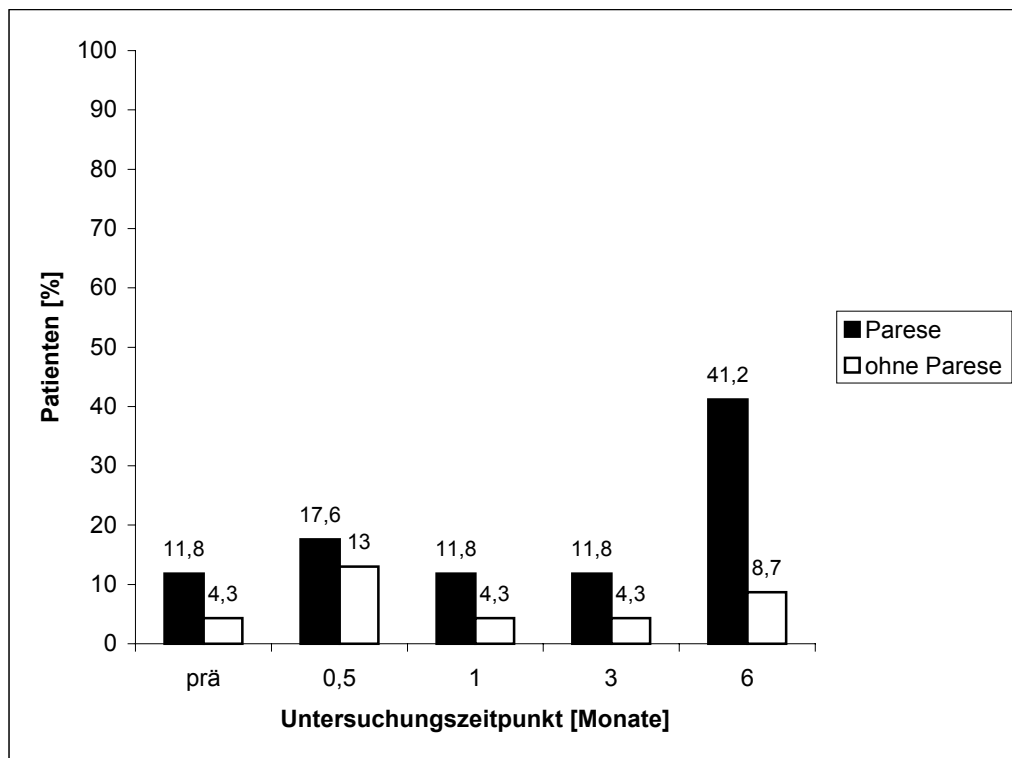


Abb. 95: Ruheschmerzen in Abhängigkeit von der Trapeziusfunktion.

Bewegungsabhängige Schmerzen

Bewegungsabhängige Schmerzen waren deutlich häufiger zu finden. 14 Tage postoperativ hatten 23,4 % der Patienten diese Beschwerden. Dieser Wert nahm bis zum letzten Untersuchungstermin in der Paresegruppe auf 70,6 % gegenüber 13,0 % zu ($p < 0,0001$; χ^2 -Test) (Abb. 96).

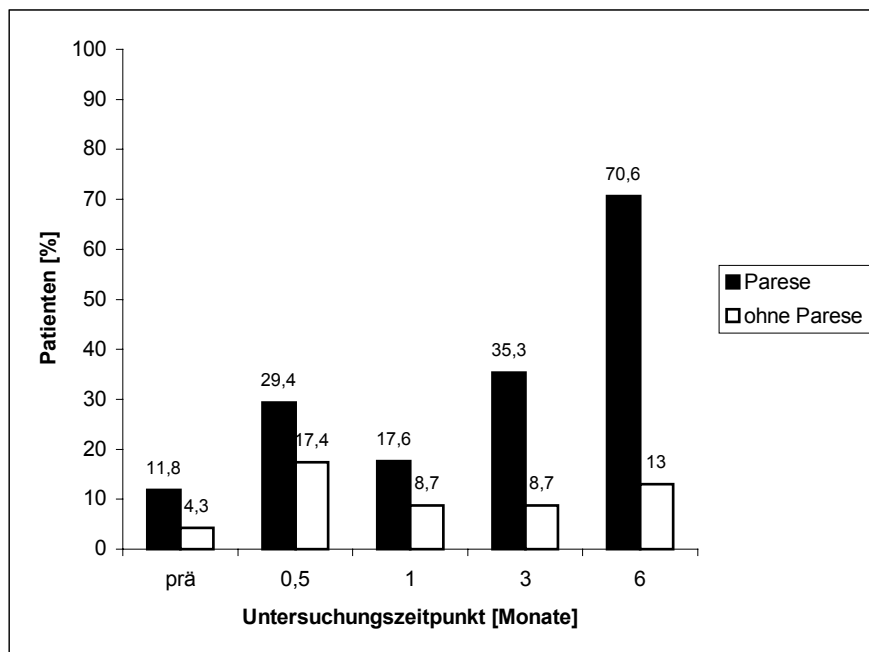


Abb. 96: Bewegungsabhängige Schmerzen in Abhängigkeit von der Trapeziusfunktion.

4.4.5 Einfluss einer Strahlentherapie auf schmerzhafte Schulterbeschwerden nach MRND Typ 3

Zur Untersuchung des Einflusses einer Strahlentherapie auf schmerzhafte Schulterbeschwerden wurden die Patienten nach MRND Typ 3 (n=24) in 2 Gruppen unterteilt und verglichen. 14 Patienten wurden adjuvant bestrahlt, in 10 Fällen war keine Strahlentherapie erforderlich. Auch hier wurden bezogen auf die Gruppen bereits prätherapeutisch bestehende Schmerzen angegeben.

Ruheschmerzen

Nach Strahlentherapie hatten präoperativ 14,3 %, 14 Tage postoperativ 28,6 % und nach 6 Monaten 21,4 % Schulterschmerzen in Ruhe. Ohne Strahlentherapie traten diese Symptome erst nach 6 Monaten in 10 % der Fälle auf (Abb. 97).

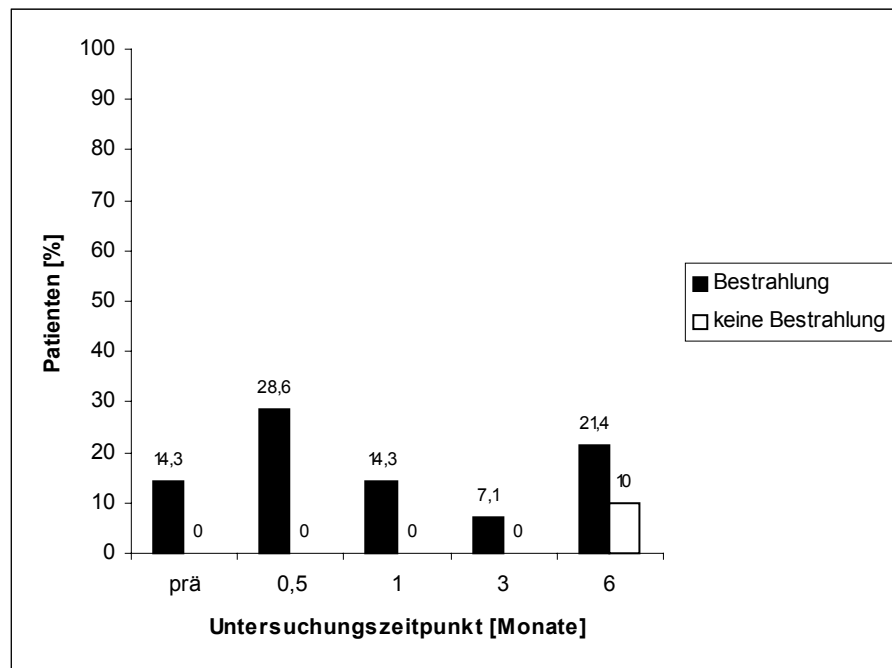


Abb. 97: Ruheschmerzen bei Patienten nach MRND Typ 3 bezogen auf eine postoperative Strahlentherapie.

Bewegungsabhängige Schmerzen

Unmittelbar postoperativ hatten 42,9% der bestrahlten gegenüber keinem der nicht bestrahlten Patienten bewegungsabhängige Schmerzen ($p = 0,024$, χ^2 -Test). Nach 6 Monaten traten bei 10 % der bestrahlten Patienten derartige Beschwerden auf. Am 2. und 3. postoperativen **Untersuchungstermin waren bewegungsabhängige** Schulterschmerzen mit 28,6 % und 21,4 % der Fälle seltener zu finden (Abb. 98).

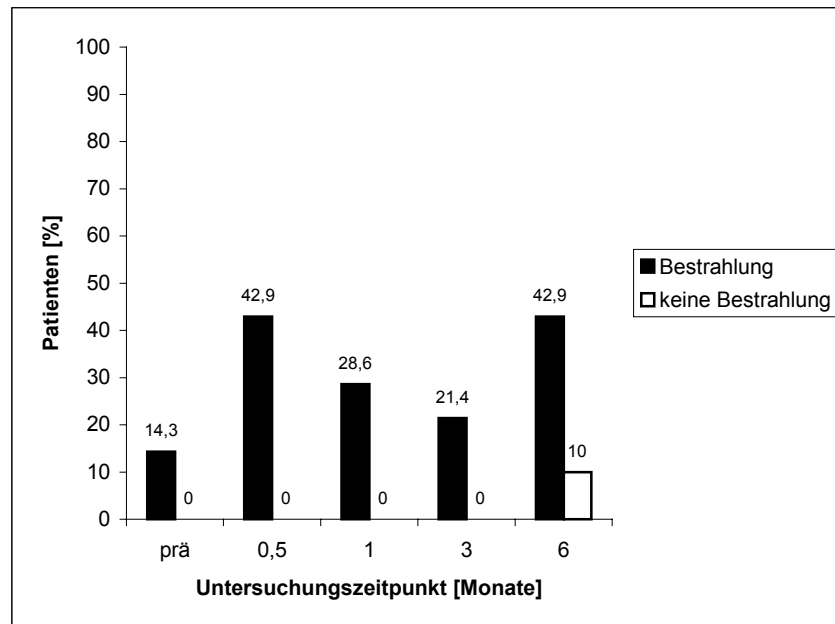


Abb. 98: Bewegungsabhängige Schmerzen bei Patienten nach MRND Typ 3 bezogen auf eine postoperative Strahlentherapie.

5. Diskussion

Schulterfunktionsstörungen nach ND haben unterschiedliche Häufigkeiten (Berghaus et al 1988, Fialka und Vinzenz 1989, Nahum et al. 1961, Terrell et al. 2000). Zur Beurteilung des Schweregrades und des Einflusses der möglichen Ursachen hatte die vorliegende Arbeit zum Ziel, ein praktikables Konzept ohne invasive diagnostische Mittel zu entwickeln. Einerseits spielt die sensible Innervation der Cervicalregion, andererseits die Funktion des M. trapezius eine entscheidende Rolle zur Entstehung derartiger Symptome. Die anatomischen Besonderheiten dieser Region sind zur Diskussion der angewandten Methoden und erhaltenen Ergebnisse von Bedeutung.

5.1 Plexus cervicalis und Nervus accessorius

Der Plexus cervicalis und N. accessorius weisen eine auffallend große Variabilität im topographischen Verlauf und Innervationsmuster der versorgten Muskeln auf (Karuman et al. 1996). Die Vielfalt möglicher Varianten zur motorischen Versorgung des M. trapezius reicht von der alleinigen Innervation durch den Plexus cervicalis bis zur ausschließlichen Versorgung durch den N. accessorius (Krause 1992, Niemeyer et al. und Ludolph 1987, Pearson 1964).

Diese Beobachtungen wurden anhand anatomischer Studien detailliert untersucht. Hierbei konnte bei 47 Präparaten in 17,8 % eine komplette Doppelinnervation des M. trapezius aus dem Plexus cervicalis und N. accessorius nachgewiesen werden. Bezogen auf den funktionell wichtigsten oberen Anteil erfolgte eine zusätzliche Innervation in 31,5 % der untersuchten Fälle. In 6,4 % war der N. accessorius überhaupt nicht beteiligt. Diese Beobachtung des „cervicalisierten“ N. accessorius gilt jedoch als Rarität (Richer 1895 aus Brown et al. 1988).

Andere anatomische Studien zeigen einen ähnlich variablen Verlauf durch die gesamte Halsregion (Nason et al. 2000). Schädelbasisnah verlief in 72 % der Fälle diese Struktur dorsal, in 26 % ventral und in 2 % der untersuchten Präparate direkt durch die V. jugularis interna. Der weitere Verlauf konnte mit Hilfe der Länge des vorderen freien Randes zwischen Ansatz und Ursprung des M. sternocleidomastoideus beschrieben werden. In 11 anatomischen Präparaten erreichte der N. accessorius den Vorderrand dieses Muskels bei 22 % und den Hinterrand bei 44 % dieser Strecke. Der Trapeziusvorderrand wurde 5,3

cm cranial der Clavicula erreicht. Die Autoren betonten eine zusätzliche Abhängigkeit dieser Maße von der Lagerung (Aboujaoude et al. 1994).

Eine weitere Studie zeigte an 46 Präparaten ähnliche Ergebnisse. Hier konnte der N. accessorius am Hinterrand des M. sternocleidomastoideus durchschnittlich 8,2 cm cranial der Clavicula identifiziert werden. Das laterale Halsdreieck wurde in 63 % der Fälle erst nach Hindurchtreten des Nerven durch den M. sternocleidomastoideus erreicht. Auffällig war in nahezu allen Präparaten ein 2 cm medial des Trapeziusrandes abgehender Ast zum oberen Muskelanteil (Kierner et al. 2000). Der weitere Verlauf am Innenrand des M. trapezius wies keine Besonderheiten auf (Pereira und Williams 1999).

Bedingt durch die Doppelinnervation des M. trapezius ist trotz Kenntnis des Schädigungsumfanges der Innervation das Ausmaß von postoperativen Schulterfunktionsstörungen nur unsicher abzuschätzen. Die anatomischen Studien erklären die klinische Beobachtung, dass nach Resektion des N. accessorius oder des Plexus cervicalis sowohl Patienten mit gestörter als auch normaler Trapeziusfunktion beobachtet werden können. Eine alleinige Stimulation des N. accessorius kann daher nur unsichere Informationen über die tatsächliche Trapeziusfunktion liefern. Nur die direkte Untersuchung der willkürlichen Aktivität dieses Muskels ermöglicht die Einschätzung einer Funktionsstörung.

5.2 Neck dissection und Schulterfunktionsstörungen

Trotz der von Ewing und Martin 1952 und Nahum et al. 1961 eingeführten Definition von Schulterfunktionsstörungen nach RND als „Shoulder Arm Syndrome“ herrscht in der Literatur keine Einigkeit bezüglich der Terminologie. Dieses Beschwerdebild wurde auch als „Postradical Pain Syndrome“ (Terrell et al. 2000) oder vereinfacht als „Shoulder Pain“ (Sist et al. 1999) bezeichnet. Eine Reihe von Studien haben den engen Zusammenhang mit dem Umfang der ND gezeigt (Barsekow 1983, Guney et al. 1998, Laumann und Esser 1980, McCombe et al. 1992). Nur 50 – 70 % der Patienten entwickelten nach RND Schulterfunktionsstörungen. Die Häufigkeit nach MRND Typ I betrug 30 – 50 % und nach SND nur 10 – 20 % (Berghaus et al 1988, Carenfelt und Eliasson 1980, Fialka und Vinzenz 1989, Leipzig 1983, Krause 1993, Saunders et al. 1985). Unsere Ergebnisse entsprachen den Angaben in der Literatur.

Der ursächliche Zusammenhang mit einer Trapeziusparese nach RND gilt seit den Untersuchungen von Nahum et al. (1961) als sicher. Darüber hinaus wird das Risiko einer Verletzung der Trapeziusinnervation auch bei Eingriffen geringeren Ausmaßes durch die

Lokalisation dieser Strukturen als ungewöhnlich hoch eingeschätzt (Dunn 1974). London (1996) kam anhand von Fallbeschreibungen zu dem Schluss, dass Eingriffe im lateralen Halsdreieck nur durch erfahrene Chirurgen erfolgen sollten. Insbesondere Lymphknotenbiopsien sind in diesem Gebiet mit einem hohen Risiko der Accessoriusverletzung verbunden (Leonhardt et al. 1988, Müller-Vahl 1983, Sunderland 1978, Harpf et al. 1999).

Neuere Studien zeigten insgesamt eine große Variabilität von Schulterfunktionsstörungen nach ND und eine unterschiedliche Gewichtung der Symptome. Es können auch einzelne Zeichen, wie beispielsweise eine Scapula alata oder abgeflachte Schulterkontur mit Atrophie des M. trapezius bei subjektiver Beschwerdefreiheit des Patienten, auftreten. Blessing et al. erklärten 1986 diese Beobachtung durch eine teilweise Kompensation der gehemmten Armhebung durch die Mm. deltoideus, supraspinatus und serratus anterior.

Die Ursachen von Schulterfunktionsstörungen nach ND sind vielfältig, was eine breite Diagnostik erforderlich macht.

Grundsätzlich können nicht alle Schulterfunktionsstörungen auf eine Trapeziusparese zurückgeführt werden. Im Vordergrund dieser Symptomatik steht zwar die schmerzhafte Bewegungseinschränkung der Schulterregion (Kuntz und Weymuller 1999), die Ursachen können jedoch vielfältig sein (Patten und Hillel 1993). In besonderem Maße wurden hierfür die sensiblen Anteile des Plexus cervicalis verantwortlich gemacht. An einer Studie von 25 Patienten konnte gezeigt werden, dass die Schädigung dieser Äste des Plexus cervicalis in 81% zu brennenden und in 69% zu einschießenden Schmerzen in der Schulterregion führte (Sist et al. 1999). Andere Differentialdiagnosen, wie beispielsweise die adhäsive Capsulitis der Schultergelenkscapsel, können eine der Trapeziusparese ähnliche Symptomatik vortäuschen und erfordern andere therapeutische Schritte. Schmerzbedingt kann es zu einer zusätzlichen Abschwächung der zentralen, motorischen Innervation kommen. Dieser Effekt wurde von Brox et al. 1997 an 10 Patienten mit Tendinose der Rotatorenmanschette bei maximal willkürlicher Kontraktion nachgewiesen.

Unsere Ergebnisse bestätigten den engen Zusammenhang von Schmerzen mit dem Operationsumfang der ND (Abb. 94 und 95), mit einer Trapeziusparese (Abb. 96 und 97) und mit der Resektion des Plexus cervicalis (Abb. 92 und 93). Zur Untersuchung dieses Zusammenhanges war die Entwicklung weiterer Methoden erforderlich.

5.3 Erfassung von Funktionsstörungen des Musculus trapezius

Schulterhebekraftmessungen

Zur Erfassung der SHK existieren verschiedene methodische Ansätze.

Remmler et al. (1986) untersuchten hierbei 103 ND mittels subjektiver, manueller Krafteinschätzung und Nadel-EMG Untersuchungen des M. trapezius sowie einer Prüfung der Beweglichkeit der Schulter. Es konnte hier gezeigt werden, dass bei Erhaltung des N. accessorius Schulterfunktionsstörungen geringer ausgeprägt waren als nach RND. Zibordi et al. (1988) bestätigte diese Beobachtung in einer Untersuchung an 36 Patienten nach MRND Typ 1. Bezogen auf die Kraftmessung erfaßte diese Methode rein qualitativ die Schulterhebekraft durch subjektive Einschätzung eines Untersuchers. Zur quantitativen Einschätzung einer muskulären Störung gelten jedoch objektive Methoden als zuverlässiger (Rohmert et al. 1994).

Die objektive Kraftmessung des M. trapezius wurde nach ND wiederholt eingesetzt. Carenfelt und Eliasson führten 1981 derartige Messungen an 53 Patienten bei einem Armabduktionswinkel von 70° durch. Es wurde ein signifikant geringerer Kraftverlust bei Erhaltung des N. accessorius gemessen. Die Ergebnisse waren jedoch nur bedingt aussagekräftig, da bei dieser Position die gemessene Kraft unter anderem dem M. deltoideus zuzuordnen ist.

Berghaus et al führten 1988 eine Kraftmessung mit Hilfe eines mechanischen Dynamometers an 104 Patienten durch. In dieser Studie erfolgte der intraindividuelle Vergleich des Kraftverlustes zwischen der behandelten und der nicht operierten Seite. Am stehenden Patienten wurde der Arm mit Hilfe einer längenverstellbaren Kette an ein am Boden fixiertes Dynamometer gekoppelt. Es konnte ein signifikant geringerer Kraftverlust bei erhaltenem N. accessorius nachgewiesen werden. Die Länge wurde individuell so angepasst, dass die Messposition des Armes bei 90° Abduktion lag. Diese individuelle Einstellung ermöglichte das Erreichen der erforderlichen Armhaltung zur Erfassung des oberen Trapeziusanteils. Bedingt durch die stehende Position des Patienten war jedoch der Einsatz gerader Rückenmuskulatur und eine dann mögliche Seitneigung der Wirbelsäule möglich (Benninghoff und Goerttler 1975). Diese Bewegung konnte zu einer „Pseudoabduktion“ des Armes oberhalb der Horizontalebene führen und die SHK-Messung beeinflussen. Zusätzlich ist zu bedenken, dass bei dieser Methode die gemessene Schulterhebekraft durch das Gewicht des patienteneigenen Armes vermindert

wird. Dieser Einfluß unterliegt den individuellen Körperproportionen und ist nur schwer einschätzbar.

Zur objektiven Beurteilung und Vergleichbarkeit der gemessenen SHK ist es erforderlich, festgelegte Bedingungen zu schaffen (Rohmert et al. 1994). In unseren Messungen erreichten wir dies anhand einer sitzenden Position und Fixierung des Thorax. Anhand der individuell anpassbaren Stellung des Armes konnte immer die erforderliche Messposition erreicht werden. Durch eine vollständige Entlastung der Schultergürtelmuskulatur verhinderte die Armstütze eine Veränderung der Messergebnisse bei Kontraktionsbeginn. Der verwendete Kraftsensor ermöglichte die exakte lineare Eichung und eine anschließende digitale Kraftmessung.

Unsere Ergebnisse zeigten bei sowohl männlichen als auch weiblichen Probanden höhere Kräfte auf der dominanten als auf der nicht dominanten Seite. Männer entwickelten eine höhere SHK als Frauen mit einem Abfall ab dem 70. Lebensjahr. Frauen zeigten diesen Effekt ab der 6. Lebensdekade. Unsere Werte sind niedriger als die von Rohmert et al. (1994) angegebenen Armkräfte, jedoch wurde an dieser Stelle weder das Geschlecht der untersuchten Personen noch das Alter berücksichtigt. Die Ergebnisse sind somit nur bedingt mit unseren vergleichbar. Die Absolutwerte der Kraft waren insbesondere bei Männern höher. Dies stimmt mit der Beobachtung überein, dass die Muskulatur bei Männern 40 – 50 % und bei Frauen 25 – 30 % der Körpermasse ausmachen (Zipp 1993). Darüber hinaus zeigte sich bei Frauen eine geringere Streuung der Kraftwerte als bei Männern. Insgesamt nahm die Schulterhebekraft bei Frauen gleichermaßen ab dem 60. Lebensjahr ab. Die großen interindividuellen Schwankungen der Absolutwerte der Schulterhebekraft lassen in einer alters- und geschlechtsbezogen inhomogenen Gruppe (Studie 2 und 3) einen Vergleich dieser Absolutwerte nicht sinnvoll erscheinen. Anhand der simultanen OEMG/SHK- Messung ergeben sich hiervon unabhängige Parameter zur Beurteilung der Trapeziusfunktion.

Hiermit wird die Zuordnung der gemessenen Kraft zum M. trapezius möglich. Die OEMG besitzt entscheidenden Vorteile.

OEMG

Die OEMG fand bei einer großen Anzahl Studien menschlicher Bewegungen und in der klinischen Neurophysiologie Anwendung (Dumitru 1995). Diese Methode wurde unter anderem in Verbindung mit willkürlichen Kontraktionen zur Quantifizierung der muskulären Aktivität, Erfassung des muskulären Aktivitätszeitpunktes (Van Ingen

Schenau et al. 1992), Schätzung der verfügbaren Anzahl motorischer Einheiten (McComas et al. 1995) und zur Beschreibung des elektrophysiologischen Verhaltens bei muskulärer Ermüdung (Öberg et al. 1994, Linssen et al. 1991) eingesetzt.

Die OEMG besitzt eine Reihe von Vorteilen. Die Anwendung ist für den Patienten sicher, einfach durchführbar und nicht invasiv. Die Elektroden können schmerzfrei und ohne Beeinträchtigung des Wohlbefindens des Patienten aufgebracht werden. Messungen können wiederholt über längere Zeiträume auch bei Kindern erfolgen (Merletti und De Luca 1989). Bei sorgfältiger Anwendung, Signalanalyse und Interpretation der Befunde stellt sie eine wertvolle Methode dar (Kunagai und Yamada 1991). Der Nachteil der OEMG ist die Reduktion der sehr komplexen elektrischen Aktivität des Muskels auf wenige Ableitungskanäle. Darüber hinaus wird bei dieser Methode nicht nur spezifisch ein Muskel abgeleitet, sondern stets das gesamte, unter den Elektroden befindliche Muskelvolumen (Ferdjallah und Wertsch 1998).

Dynamische Untersuchungen ermöglichen die Beschreibung, in welchem Maße ein Muskel an einer Bewegung beteiligt ist. Aufgrund der Veränderung der Position während der Messung mit Verschiebung der zu messenden Muskeln gelten sie als bedingt reproduzierbar. Isometrische Messungen hingegen erfassen die muskuläre Aktivität bei einer definierten Belastung ohne eine Veränderung der Position und gelten daher als reproduzierbar (Bilodeau et al 1995).

Zur Beschreibung der muskulären Aktivität in der Kinesiologie wurde häufig die OEMG bei willkürlichen Kontraktionen angewendet. Die Herkunft des abgeleiteten Signals wird hierbei weitgehend den Vorgängen der De- und Repolarisation der Muskelfasern zugerechnet und hängt damit in erheblichem Maße von der Größe, der Position, des Fasertyps und der Muskelfaserleitungsgeschwindigkeit ab (Fuglevand 1993). Die Anzahl und Feuerrate der motorischen Einheiten sind sehr variabel. Die Rekrutierung großer motorischer Einheiten nimmt bei den meisten Muskeln mit steigender Kraftentwicklung zu (Stegeman 1992). Dieser Effekt wird auch als der „Henneman size principle“ bezeichnet (Henneman 1981).

Jeder Muskel setzt sich aus Typ 1 und 2 Fasern in einem unterschiedlichen Verhältnis zusammen. Typ 1 Muskelfasern haben eine niedrigere Reizschwelle und werden früher rekrutiert. Sie besitzen jedoch eine langsamere Fähigkeit der Kontraktion und zeigen später Ermüdungszeichen. Sie besitzen hauptsächlich tonischen Charakter. Demgegenüber stehen die Typ 2 Fasern, die schnelle Kontraktionen bewirken, früher ermüden und erst später rekrutiert werden (Lindman 1990).

Das Aktionspotential wird durch das umgebende Gewebe unter anderem zur Hautoberfläche fortgeleitet. Dieser Effekt, welcher als Volumenleitung bezeichnet wird, ermöglicht erst die Ableitung des OEMG-Signals (Hopf und Struppler 1974). Die Gewebearten haben sehr unterschiedliche Leitfähigkeiten, was bei der Bewertung des OEMG-Signals bedacht werden muss. Fett leitet beispielsweise schlechter als Muskelgewebe und kann zu einer Verminderung der Potentialamplitude führen (Gootzen et al. 1992). Hierdurch erklärt sich der Stellenwert des BMI zur Beurteilung der OEMG-Messung. Unsere Ergebnisse zeigten ein Überwiegen normalgewichtiger gefolgt von übergewichtigen und fettleibigen Probanden. Diese Verteilung entsprach dem Bundesdurchschnitt, welcher bei Frauen 24,4 und bei Männern 25,8 betrug und war in allen untersuchten Gruppen gleich (Ergebnisse des Mikrozensus April 1999 des Statistischen Bundesamtes¹: stefan.dittrich@statistik-bund.de).

Weiterhin ist zu bedenken, dass die Aktionspotentiale aller unter den Elektroden befindlichen Muskeln durch die Volumenleitung die Elektroden erreichen und so das OEMG-Signal beeinflussen können. Dieses auch als „cross talk“ bezeichnete Phänomen wurde in den grundlegenden Untersuchungen von Basmajian et al. 1983 und 1985 beschrieben. „Cross talk“ ist abhängig von der Anzahl aller unter der Ableitung befindlichen Muskeln und der Nähe zum untersuchten Muskel. Zusätzlich hängt das Signal in erheblichem Maß von der Position, Größe und der Impedanz der Ableitungselektroden ab. Diese Größen sind für den oberen Anteil des M. trapezius untersucht und festgelegt (Jensen et al. 1993, Mathiassen et al. 1990, Hogrel et al. 1998, Lateva et al. 1996, Wolf 1991).

5.4 OEMG/SHK-Messung des M. trapezius

Die simultane OEMG/Kraftmessung ermöglicht die Zuordnung eines abgeleiteten Signals zu einem belasteten Muskel. Eine Voraussetzung hierfür ist die Ausrichtung der Kraftmessung auf den zu messenden Muskel. Dies ist unter anderem in der Sportmedizin in der Analyse beteiligter Muskelgruppen bei Bewegungsabläufen sinnvoll (Glousman 1993). Zum Einsatz kommt hierbei das unveränderte, über dem Muskel abgeleitete OEMG-Signal, welche eine qualitative Aussage über das Vorliegen einer Kontraktion zulässt.

¹ Angabe des Statistischen Bundesamts vom 17.3.2001

Zur quantitativen Zuordnung der muskulären Aktivität zu einer entwickelten Kraft ist die Ableitung der OEMG unter einer definierten Belastung erforderlich. Die Grundlage für eine Interpretation ist die Weiterverarbeitung bestimmter Merkmale der OEMG und wiederum die Zuordnung zur simultan gemessenen Kraft. Die Analyse selbst besteht aus der Berechnung verschiedener OEMG-Merkmale, deren Auswahl durch die Fragestellung bestimmt wird (Filligoi 1999, Mills 1982, Giroux und Lamontagne 1990, Rodriguez und Agre 1991, Zwarts und Keidel 1991, Fuglevand et al. 1993, Tschoepe et al. 1994, Zijdewind et al. 1995).

Eine simultane OEMG/Kraft-Messung ermöglicht auch den Vergleich der Aktivität von Muskeln unterschiedlicher Individuen (Basmajian et al. 1985). Hierzu ist die Bestimmung der MWK und Berechnung der OEMG-Merkmale bezogen auf die Kontraktion bewährt. Die berechneten Werte hängen, wie bereits erwähnt, in hohem Maße von individuellen Faktoren, wie Hautdicke, Hautwiderstand und subkutanem Fett ab. Hierdurch wird erkennbar, dass der Vergleich oder sogar die statistische Bewertung von Absolutwerten nicht aussagekräftig ist (Seki et al. 1991, Kleine 2000, Gerdle et al. 1997, Lindeman 1999). Erst die Normierung der Meßwerte ermöglicht den Vergleich und eine statistische Auswertung der Ergebnisse (Kumar und Mital 1996, Müller et al. 1989).

Zur Vergleichbarkeit unserer Ergebnisse haben wir alle Daten der OEMG-Merkmale am Wert bei der MWK normiert. Anhand dessen konnten intra- und interindividuelle Einflüsse vermieden werden. Bei hoher Aussagekraft eines Merkmals ist bei einer muskulären Aktivitätsminderung ein geringer Unterschied zwischen Maximal- und Minimalwert des Merkmals zu erwarten. Dies drückt sich nach der Normierung in bereits hohen Anfangswerten bei niedrigen Kraftniveaus und einem geringen Anstieg aus. Bei normaler Muskelfunktion kommt es zu einem kontinuierlichen Anstieg der Werte.

Die Rampenmethode nach Rühmann wurde wiederholt in Kombination mit der OEMG eingesetzt und hat den Vorteil, alle Kraftniveaus von der völligen Entspannung bis zur MWK in einem Untersuchungsgang einzuschließen (Seki et al. 1991). Aus diesem Grunde verwendeten wir diese Kontraktionsform und leiteten simultan bipolar vom oberen und unteren Teil des M. trapezius das OEMG gemäß der Empfehlungen von Mathiassen et al. (1990) und Jensen et al. (1993) ab.

Die Berechnung der Merkmale aus dem OEMG-Signal erfolgte gemäß festgelegter Algorithmen. Die Umsetzung der Berechnung und graphischen Darstellung geschah mittels LabVIEW™. In den vergangenen Jahren hat sich LabVIEW™ in der Messtechnik etabliert und gilt als variabel und einfach anwendbar. Der Einsatz dieser auch als

graphische Programmierumgebung bezeichneten Software ermöglichte für unsere Untersuchungen die einfache und schnelle Umsetzung der Algorithmen zur Signalanalyse. Wir haben LabVIEW™ zur Berechnung der Werte MF, MPF, FV, NT, MAT und MST verwendet.

Der M. trapezius zählt zu den Haltemuskeln, welche vorwiegend aus Typ 1 Muskelfasern bestehen. Als Besonderheit fand Lindman et al. 1990 an Muskelbiopsien von 5 männlichen Probanden im oberen Trapeziusanteil einen hohen Gehalt an Typ 2 Fasern, welcher für eine mehr dynamische Funktion dieses Anteils spricht. Nach Norkin und Levangie 1992 haben Typ 1 Fasern die Eigenschaft, einen kleineren Durchmesser zu besitzen, sich langsam zu kontrahieren, später zu ermüden und überwiegend tonischen Charakter zu haben. Typ 2 Fasern haben einen größeren Durchmesser, kontrahieren sich und ermüden schnell und sind an dynamischen Bewegungen beteiligt

Am oberen Anteil des M. trapezius sind OEMG-Untersuchungen fest etabliert und kamen bisher überwiegend bei arbeitsmedizinischen Fragestellungen zum Einsatz (Capodaglio et al. 1996, Larsson et al. 1995/1999, Hermanns 1997, Arwert et al. 1997, Hagberg 1995). Von zentralem Interesse war der Nachweis muskulärer Ermüdung bei monotoner Arbeit unter Verwendung der RMS und MPF.

Öberg et al. (1994) bestätigte die MPF als verlässliches Merkmal zur Erfassung muskulärer Ermüdung des M. trapezius bei hohen Belastungen. Bei dieser Untersuchung wurden an 20 Probanden unter verschiedenen Belastungen die RMS und MPF berechnet. Hierbei zeigten sich für die RMS ansteigende und für die MPF abfallende Werte mit zunehmender Belastung. Potvin (1997) stellte bei einer Studie an 15 männlichen Probanden fest, dass dieser Effekt bei geringerer Muskellänge stärker ausgeprägt war. Im Vergleich mit dem M. deltoideus wies Hermans und Spaepen (1997) für den oberen Trapeziusanteil einen außerordentlichen Abfall der MPF bei muskulärer Ermüdung nach. Dieser Effekt war bei statischen Übungen stärker ausgeprägt. Larsson et al. wiesen bei Fließbandarbeit eine erhöhte Belastung des M. trapezius mit Zeichen muskulärer Ermüdung nach.

Hagberg führte 1995 eine Studie an 14 rechtshändigen Probanden durch. Hierbei wurde dem Patienten bei adduziertem Arm ein Band über die zu messende Schulter gelegt und mit einem am Boden fixierten Dynamometer gekoppelt. Simultan zur Kontraktion wurde hierzu ein bipolares OEMG des M. trapezius abgeleitet und die MPF auf die Kraft bezogen berechnet. Es konnte gezeigt werden, dass der Wert der MPF bei 40 % der MWK rechts signifikant niedriger als links war. Dieses Ergebnis wurde als Zeichen

schnellerer muskulärer Ermüdung der nicht dominanten Seite gedeutet. Ähnliche Untersuchungen durch Kleine (2000) bestätigten den Anstieg der RMS mit zunehmender Kraft und den Abfall der hier gemessenen MF bei muskulärer Ermüdung.

Im Vordergrund unserer Untersuchungen stand die Einschätzung einer Funktionsstörung des M. trapezius nach Neck dissection. Dies war durch eine isometrische Kontraktion bei 90° Armabduktion möglich. Die rampenartige Kontraktionsform nach Rühmann gewährleistete die Erfassung aller Kontraktionsniveaus. Untersucht wurden amplituden- und frequenz-/amplitudenbezogene Merkmale. Hierzu wurden bisher nach Neck dissection keine vergleichenden Studien durchgeführt. Es ergaben sich für die einzelnen, untersuchten OEMG-Merkmale besondere Gesichtspunkte.

RMS

Die RMS wird aus der Amplitude des OEMG-Signals berechnet und steigt mit zunehmender Kontraktion an. Im Rahmen von Kraftuntersuchungen gilt dieser Wert als verlässliches, empfindliches OEMG-Merkmal zur Beschreibung der Aktivität des nicht ermüdeten Muskels. Zur Erfassung von Zeichen muskulärer Ermüdung hat sich dieses Merkmal aufgrund seiner geringen Reproduzierbarkeit in zahlreichen Studien als nicht geeignet erwiesen (Edwards und Lippold 1956, Philipson und Larsson 1988, Heinonen et al. 1994, Kollmitzer et al. 1999, De Luca 1984, De Luca und Van Dyck 1975).

In Studie 1 zeigte die RMS sowohl bei Frauen als auch Männern mit zunehmender Kontraktion einen signifikanten Anstieg für beide Trapeziusanteile. Die unterschiedliche Zusammensetzung der Muskelanteile scheint sich bei Probanden auf die Ergebnisse der OEMG-Messung auszuwirken. Bei Vergleich der OEMG-Merkmale der Trapeziusanteile fanden wir für die RMS bei Männern und Frauen (Abb. 30 und 31) signifikant höhere, normierte Werte beim unteren Muskelanteil. Dies entspricht einem höheren Anstieg der RMS des oberen Trapeziusanteils, was auf den hohen Gehalt an Typ 2 Muskelfasern zurückgeführt werden kann. Keine Unterschiede ergaben sich beim Vergleich zwischen männlichen und weiblichen Probanden. Unserer Ergebnisse bestätigen die Untersuchungen von Kleine (2000), Potvin (1997), Hermans und Spaepen (1997), Öberg et al. (1992) und Moussavi et al. (1997), dass die RMS mit zunehmender Kontraktion beim Gesunden ansteigt.

Bei Vergleich der Werte, bezogen auf den Operationsumfang, ergaben sich in Studie 2 signifikante Unterschiede zwischen RND und MRND Typ 3 für die Niveaus von 20 %, 50 % und 80 % der MWK. Die normierten Werte in der RND-Gruppe waren bei submaximaler

Kontraktionskraft deutlich höher als nach MRND Typ1 und 3. Dies entspricht einem nur geringen Anstieg der Werte während der Kontraktion und kann als Zeichen einer stärker ausgeprägten Funktionsstörung des M. trapezius nach RND gewertet werden. Bezogen auf eine Trapeziusparese ergab sich nur für das niedrigste Kontraktionsniveau ein signifikanter Unterschied.

In Studie 3 zeigten zwar beide Gruppen einen Werteanstieg an allen Terminen, es waren aber keine signifikanten Unterschiede bei gleichen Kontraktionsniveaus feststellbar.

Insgesamt lässt sich ableiten, dass der Wert der RMS zwar mit der SHK beim Gesunden zusammenhängt, jedoch eine Trapeziusfunktionsstörung nach ND nicht nachweisbar ist. Verantwortlich hierfür kann der bekannte Effekt des „cross talks“ durch die Mm. splenius capitis und semispinalis capitis sein. Keshner et al. untersuchten 1989 in einer Studie an 15 Probanden mittels Oberflächen- und Nadelelektromyographie eine Aktivierung des M. splenius capitis bei nahezu allen Bewegungen des Kopfes nach. Takebe et al. bestätigten 1974 diese Ergebnisse in früheren Untersuchungen. Die RMS schien somit bei unseren Untersuchungen vorwiegend die gerade Halsmuskulatur zu erfassen.

MF und MPF

Die MF und MPF wurden in der Literatur oft unterschiedlich definiert oder fälschlicherweise sogar synonym verwendet. Aufgrund der mathematischen Definition wird klar, dass beide Merkmale sich aus dem Power Spektrum des OEMG-Signals ergeben. Gegenüber der MF wird jedoch bei der MPF die Frequenzverteilung (Power Dichte) stärker gewichtet. Der bei zunehmender Kraftentwicklung zu erwartende Anstieg der Power Dichte hoher Frequenzen sollte daher bei der MPF stärker zum Ausdruck kommen (Bilodeau et al. 1995). Die Rekrutierung und Synchronisation der motorischen Einheiten werden hauptsächlich hierfür verantwortlich gemacht (Moussavi et al. 1996). Die zunehmende Rekrutierung bei steigender Kontraktion bis etwa 70 % der MWK bewirkt eine Steigerung der Amplitude und Frequenzverschiebung im Power Spektrum zu höheren Werten (Gesch 2000).

Zur Anwendung kommen die MF und MPF vor allem zum Nachweis muskulärer Ermüdung (De Luca 1994). Bei Eintreten dieses Zustandes kommt es zu einem Abfall der MPF (Arendt-Nielsen 1985, Hogrel et al. 1998, Öberg et al. 1994). Gerdle et al. führten anhand seiner Untersuchungen an Plantarflexoren dieses Phänomen auf eine Hypoxie der Typ 2 Muskelfasern zurück. Im Rahmen unserer Untersuchungen waren diese Merkmale zusätzlich zum Nachweis der maximalen Mitarbeit bei der Kraftmessung

vorgesehen. Hiervon war auszugehen bei Anzeichen muskulärer Ermüdung bei maximaler Kontraktion.

Sowohl bei weiblichen als auch männlichen Probanden ergaben sich bei Studie 1 in beiden Kanälen für die MF signifikante Anstiege der Werte. Unterschiede zwischen den Kanälen waren nicht feststellbar. Bei 1 % der MWK zeigten sich mit 82,3 % bei den Frauen und 83 % bei den Männern bereits hohe Werte (Abb. 32,33). Es lässt sich feststellen, dass der Anstieg insgesamt schwächer als bei der RMS ausgeprägt war. Bei den männlichen Probanden erreichten die Werte in Kanal 1 mehr als 100 % bei 50 % und 80 % der MWK in beiden Kanälen (Abb. 34,35). Insgesamt sprechen die Ergebnisse für eine zunehmende Rekrutierung zusätzlicher motorischer Einheiten und eine Steigerung der Feuerrate als Zeichen der zunehmenden Kontraktion. Der Abfall der Werte zwischen 80 % und 100 % der MWK könnte einer beginnenden muskulären Ermüdung entsprechen (Öberg et al. 1999, Larsson et al. 1999). Man kann somit von einer maximalen Anstrengung der Probanden ausgehen. In der Gruppe der weiblichen Probanden war dieser Effekt schwächer zu beobachten.

Für die MPF ergaben sich bei männlichen und weiblichen Probanden ebenfalls kontinuierliche Anstiege der Werte bis 50 % der MWK. Ähnlich wie bei der MF überschritten die normierten Werte 100 % bereits bei submaximaler Kontraktion. Auch hier lässt sich dies als beginnende muskuläre Ermüdung bei maximaler Anstrengung deuten.

Alle untersuchten Gruppen in Studie 2 wiesen signifikante Anstiege der Werte der MF auf. Bei Vergleich der einzelnen Kraftniveaus fiel jedoch auf, dass die Patienten nach RND und MRND Typ 1 bereits bei 50 % der MWK Werte von über 100 % entwickeln. Dieser Effekt trat nach MRND Typ 3 erst bei 80 % der MWK ein. Dies könnte wie bei Studie 1 als Zeichen einer früheren muskulären Ermüdung gedeutet werden. Bei Vergleich der Ergebnisse bezogen auf eine Trapeziusparese konnte dieser Zusammenhang jedoch nicht bestätigt werden. Hier zeigten sich kontinuierliche Anstiege der Werte bei beiden Gruppen. Die Gruppe ohne Trapeziusparese wies Werte von mehr als 100 % bei 80 % der MWK auf.

Signifikante Unterschiede der normierten Werte der MPF bezogen auf den Operationsumfang und eine Trapeziusparese ergaben sich in Studie 2 bei keinem Kraftniveau. Auffällig war jedoch auch hier das Überschreiten von 100 % der normierten Werte bei 50 % (RND) und bei 80 % (MRND Typ 1 und 3) der MWK.

In Studie 3 konnten 14 Tage postoperativ signifikante Unterschiede bei Vergleich der Werte der MF bei 50 % und 80 % der MWK nachgewiesen werden. Auch hier ergaben sich wie bei Studie 1 zu allen Untersuchungszeitpunkten bei niedrigen Kraftniveaus hohe normierte Werte. Insgesamt war somit ein geringer Werteanstieg zu verzeichnen.

Bezogen auf eine Trapeziusparese fanden wir hier für die MPF zwar 14 Tage postoperativ signifikant höhere Werte bei 50 % und 80 % der MWK, insgesamt jedoch konnten keine Zeichen der muskulären Ermüdung dargestellt werden.

Die MF scheint somit nur eingeschränkt zur Beschreibung der Aktivität des M. trapezius bei der rampenförmigen Kontraktion geeignet zu sein. Sichere Zeichen der muskulären Ermüdung konnten wir nicht feststellen, jedoch lassen die normierten Werte von über 100% auf eine maximale Anstrengung der Probanden und Patienten schließen.

Die Werte der MPF lassen ebenfalls nur geringe Rückschlüsse auf die muskuläre Aktivität des M. trapezius zu. Anhand des Überschreitens der normierten Werte der 100 % bereits bei submaximalen Kontraktionsniveaus ist von einer maximalen, willkürlichen Kontraktion der Patienten und Probanden auszugehen.

FV

Das Frequenzverhältnis setzt zwei verschiedene Frequenzbereiche des Power Spektrums in eine Beziehung zueinander und stellt eine Neuerung in der OEMG-Signalanalyse dar. Durch die Verschiebung des Power Spektrums zu höheren Frequenzen mit zunehmender Kontraktion sollte sich in unserer Untersuchung ein Anstieg dieses Wertes ergeben. Bei einsetzender Ermüdung wäre durch die zu erwartende Verschiebung des Power Spektrums zu niedrigeren Frequenzen ein Abfall dieses Wertes zu erwarten.

Der kontinuierliche Anstieg von niedrigen zu hohen Werten bei der MWK zeigte den engen Zusammenhang zwischen der Schulterhebekraft und diesem Merkmal bei Probanden auf. Unterschiede zwischen den Kanälen oder einen Abfall bei maximaler Kontraktion konnten wir nicht feststellen, wodurch eine Differenzierung der Muskelanteile anhand dieses Merkmals nicht möglich ist.

In Studie 2 kamen, bezogen auf den Operationsumfang, trotz fehlender Signifikanz, geringere Anstiege nach RND als nach MRND Typ I zur Darstellung. Bezogen auf eine Trapeziusparese waren die Werte in der Paresegruppe signifikant höher. Diese Ergebnisse konnten in Studie 3 nicht bestätigt werden. Auffällig waren Streuungen der

Werte von über 200. Bei Vergleich der normierten Werte zwischen den Gruppen waren keine signifikanten Unterschiede festzustellen.

Unsere Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass der Wert FV zum Nachweis länger bestehender (> 6 Monate) Aktivitätsstörung des M. trapezius geeignet ist.

Funktionsstörungen des M. trapezius können hiermit innerhalb der ersten sechs postoperativen Monate nicht erfaßt werden. Weitere Untersuchungen müssen jedoch die Wertigkeit dieses OEMG-Merkmals genauer bestimmen.

Turnanalyse nach Willison

Die Turnanalyse stellt ein Verfahren zur Analyse des Interferenzmusters des EMG-Signals dar mit dem Ziel der Darstellung der Aktivität einzelner motorischer Einheiten. Zur Diagnostik neuromuskulärer Erkrankungen ist dieses Auswertungsverfahren anerkannt (Dioszeghi 1996, Strempel et al. 1999).

Ursprünglich wurde sie auf dem Gebiet der Nadel-EMG zur Erkennung einer Muskeldystrophie entwickelt (Willison 1963/1964). Anhand eines mechanischen Zählapparates wurde bei einer kontinuierlichen EMG-Ableitung das Signal erfaßt. Der Anstieg oder Abfall des Signals von mindestens 100 μ V wurde als „Turn“ gewertet und weiter analysiert. Der Wert der NT ergibt Rückschlüsse auf die Anzahl aktiver, motorischer Einheiten. Dieser Zusammenhang ist jedoch nicht linear (Christova et al. 1999). Die MAT hängt hingegen von der Amplitude und somit von der Aktivierung der motorischen Einheiten ab. Effekte wie beispielsweise die Aufsummierung kleinerer Aktionspotentiale spielen hier im Gegensatz zur Berechnung der RMS nur eine untergeordnete Rolle (Nandedkar et al. 1986).

Bei Gesunden konnte ein Anstieg der NT mit zunehmender Kontraktion verzeichnet werden. Bei Patienten mit Denervierung wurde im Vergleich zu einer Kontrollgruppe am Beispiel der Unterarmflexoren ein Abfall der NT bei 30 % der MWK festgestellt (Hayward 1983).

In der OEMG wurde dieses Verfahren bisher nur selten eingesetzt. Bei Untersuchungen am M. biceps brachii wurde versucht, mittels mehrarmiger Elektroden muskuläre Ermüdung nachzuweisen. Die Autoren verwendeten mehrarmige, bipolare Elektroden zur Darstellung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit. An 30 Probanden konnte gezeigt werden, dass bei zunehmender, isometrischer Kontraktion die Merkmale NT und MAT kontinuierlich bis zum Einsetzen muskulärer Ermüdung zunahmen. Bei gehaltener Kontraktion von 75 % der MWK konnte ein Abfall der NT und MAT nachgewiesen werden.

Dieser Effekt wurde mit einer abnehmenden Anzahl aktiver, motorischer Einheiten und Feuerrate erklärt als Zeichen der muskulären Ermüdung. Bei niedrigeren Niveaus der Kontraktion waren diese Effekte schwächer ausgeprägt (Christova et al. 1999).

Für unsere Untersuchungen verwendeten wir eine bipolare Ableitung und entwickelten das von der NT und MAT abgeleitete Merkmal der MST neu. Dieses Merkmal ergibt sich aus der Amplitude und dem Zeitintervall jedes Turns und stellt in der Turnanalyse eine Neuerung dar. Zur Einschätzung einer Trapeziusparese wurde diese Methode bisher nicht eingesetzt. Von Interesse war vor allem die Untersuchung der MAT zum Nachweis einer verminderten Aktivierung motorischer Einheiten bei einer Innervationsstörung des M. trapezius.

NT

Der kontinuierliche Anstieg der Werte in Studie 1 spiegelt die zunehmende Anzahl aktivierter, motorischer Einheiten des gesunden M. trapezius bei der rampenförmigen Kontraktion wieder. Sowohl bei weiblichen als auch bei männlichen Probanden war dieser Verlauf nachweisbar. Zwischen den Kanälen waren keine signifikanten Unterschiede festzustellen. Eine Unterscheidung des oberen und unteren Muskelanteils ist somit anhand der NT nicht möglich.

Bezogen auf den Operationsumfang und eine Trapeziusparese ergaben sich in Studie 2 keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Auch in Studie 3 konnten keine Unterschiede zwischen den Gruppen dargestellt werden. Die Werte zeigten zu allen Untersuchungsterminen unabhängig von der Trapeziusparese einen Anstieg.

Unseren Ergebnissen zufolge war der Wert der NT bei einer rampenförmigen Kontraktion nicht zur Erfassung einer Trapeziusfunktionsstörung geeignet. Zeichen der muskulären Ermüdung konnten wir nicht feststellen .

MAT

Dieses Merkmal hängt vorwiegend mit der Turnamplitude und somit vom Auftreten größerer Amplituden von motorischen Einheiten ab. Die Summation oder Interferenz von Aktionspotentialen kleinerer motorischer Einheiten spielt eher eine untergeordnete Rolle (Nandedkar 1986).

Auch hier zeigten sich in beiden Probandengruppen von Studie 1 kontinuierliche und nahezu lineare Anstiege der normierten Werte. Die Ausgangswerte bei 1 % der MWK

waren höher als bei den NT. Unterschiede zwischen den Muskelanteilen waren nicht nachweisbar.

Bezogen auf den Operationsumfang waren in Studie 2 die Werte nach RND höher als nach MRND Typ1 und 3. Diese Unterschiede waren signifikant höher bei 50 % der MWK zwischen RND und MRND Typ 3 (Abb. 56). Anders verhielt sich dies in Bezug auf eine Trapeziusparese. Hier konnten bei Lähmung des oberen Trapeziusanteils signifikant höhere Werte bei 1 %, 20 % und 50 % der MWK nachgewiesen werden, was einer geringeren muskulären Aktivität entspricht. Es besteht somit in unseren Untersuchungen ein enger Zusammenhang dieses OEMG-Merkmals mit der Trapeziusaktivität.

In Studie 3 konnten wir präoperativ, wie bei den Probanden, einen nahezu linearen Anstieg der Werte mit der rampenförmigen Kontraktion aufzeigen. In der Paresegruppe waren 14 Tage postoperativ die Werte insgesamt höher und zeigten nahezu keinen Anstieg im weiteren Beobachtungszeitraum. Die Ergebnisse waren an allen Untersuchungszeitpunkten bei unterschiedlichen Kontraktionsniveaus signifikant, womit die Ergebnisse von Studie 2 bestätigt wurden.

Wir konnten zeigen, dass das OEMG-Merkmal MAT bei der rampenförmigen Kontraktion geeignet ist, die Aktivität des M. trapezius beim Probanden und bei einer Trapeziusparese zu jedem Zeitpunkt quantitativ darzustellen.

MST

In beiden Probandengruppen von Studie 1 konnte wiederum ein nahezu linearer Anstieg der Werte dargestellt werden. Im Vergleich mit allen Merkmalen hatten diese Daten die engste Beziehung zum Niveau der SHK. Signifikante Unterschiede zwischen den Muskelanteilen konnten weder bei Männern noch Frauen nachgewiesen werden.

In Abhängigkeit vom Operationsumfang waren in Studie 2 signifikante Unterschiede nur beim niedrigsten Kontraktionsniveau zu finden. Hierbei waren die Werte nach RND höher als in den übrigen Gruppen. Bezogen auf eine Trapeziusparese ergaben sich signifikant niedrigere Werte bei Patienten mit einer Funktionsstörung bei 1 %, 20 % und 50 % der MWK. Es zeigte sich in dieser Untersuchung ein stärkerer Anstieg und somit enger Zusammenhang der Werte mit der Trapeziusfunktion (Abb. 59).

Studie 3 zeigte in der frühen postoperativen Beobachtungszeit keine Unterschiede der Messwerte in Abhängigkeit von der Trapeziusfunktion. Sowohl präoperativ als auch postoperativ bestand kein signifikanter Unterschied der normierten Werte. Die MST ist

somit nicht geeignet zur Erkennung einer Trapeziusfunktionsstörung in der frühen Phase bis 6 Monate postoperativ.

Zusammenfassende Wertung der OEMG/SHK Ergebnisse

Studie 1 konnte zeigen, dass anhand der verwendeten Merkmale keine sichere Differenzierung zwischen den Anteilen des M. trapezius erfolgen kann. Wir verwendeten bei den weiteren Untersuchungen ausschließlich Kanal 1 zur Erfassung des funktionell wichtigsten oberen Muskelzugs der Schulterhebung. Insgesamt scheinen amplitudenbezogene Merkmale der OEMG/SHK-Untersuchungen bei der rampenförmigen Kontraktion verlässlich eine Funktionsstörung des M. trapezius zu erfassen. Die neuen OEMG-Merkmale des FV, MAT und MST scheinen geeignet zu sein, länger bestehende Trapeziuspareesen darzustellen. Die RMS wies bei dieser Kontraktionsform einen nur geringen Zusammenhang mit der Trapeziusfunktion auf. Die Werte der MAT waren in besonderem Maße eng mit der Trapeziusfunktion verbunden. In Übereinstimmung mit zahlreichen Voruntersuchungen verändern sich die Werte der OEMG-Merkmale mit zunehmender Kontraktion meist nicht linear (Christova et al. 1999). Hieraus ist abzuleiten, dass nicht alle Unterschiede der verschiedenen Kontraktionsniveaus signifikant sein können. Der Paarvergleich der Messergebnisse der einzelnen Kontraktionsniveaus erhält hierdurch einen höheren Stellenwert, als der p-Wert der Unterschiede unter Einbeziehung aller Werte.

Da es sich bei unseren Untersuchungen um willkürliche Kontraktionen handelte, war die tatsächliche Anstrengung der Patienten nur subjektiv einschätzbar. Erst bei Vorliegen von Zeichen der beginnenden muskulären Ermüdung konnte von einer objektivierbaren, maximalen Mitarbeit des Patienten ausgegangen werden. Bei der angewandten Kontraktion konnten die Werte MF und MPF nach ND bei Erreichen des submaximalen Niveaus dies anzeigen (Moussavi et al. 1996). Es war somit von einer tatsächlichen maximalen Kontraktion auszugehen.

5.5 Erfassung der Schulterfunktion

Die Schulterfunktion ist entscheidend für den Bewegungsumfang der oberen Extremität. Funktionsstörungen dieser Region führen zu einer Beeinträchtigung des Patienten im Beruf und täglichen Leben (Davis et al. 1999). Die Wiedereingliederung in sein soziales und berufliches Umfeld hängt davon ab, inwieweit der Patient fähig ist, die Routineaktivitäten des täglichen Lebens durchzuführen und seine Lebensrollen wiederaufzunehmen (Germann et al. 1999).

Zur Funktionsbeurteilung der Schulter wurden in der Vergangenheit verschiedene Verfahren entwickelt. Das Ziel dieser Methoden besteht in der Erfassung des Schweregrades der Funktionsstörung und der damit verbundenen Einschränkung der Aktivitäten im täglichen Leben (Gallagher et al. 1996). Hierzu werden Fragen entweder vom Patienten oder durch einen Untersucher eingeschätzt beantwortet. Subjektive, objektive und gemischt subjektiv/objektive Methoden können unterschieden werden. Sie ersetzen keine gründliche Diagnostik, sie ergänzen vielmehr die rein objektive Untersuchung zu einem umfassenden Bild (Constant und Murley 1987). Durch den subjektiven Teil bedingt müssen Assessments für das jeweilige Land evaluiert und auf die Fragestellung zugeschnitten sein (Richards et al. 1994, Roach et al. 1991, Lippitt et al. 1993).

Objektive Verfahren

Die objektive, diagnostische Beurteilung von Schulterbeschwerden ist festgelegt. Hierzu gehören die Anamnese, eine körperliche, radiologische, hämatologische Untersuchung und gegebenenfalls die Computertomographie oder Magnetresonanztomographie. Die Ergebnisse erlauben eine anatomische, physiologische und pathologische Beurteilung der Schulterfunktion. Erkenntnisse hinsichtlich des subjektiven Funktionsgrades der Schulter für den Patienten können hierdurch nur in geringem Maße gewonnen werden. Für die Einschätzung der Schulterfunktion sind die ausschließlich objektiven Verfahren nicht geeignet (Constant und Murley 1987).

Subjektive Verfahren

Zur subjektiven Beurteilung der Schulterfunktion ist der Einsatz standardisierter Assessments fest etabliert. Zum Einsatz kamen diese Verfahren bisher zur Erfassung von Schulterfunktionsstörungen nach Verletzungen oder Operationen. Die Fragebögen sollten diagnosespezifische, aber auch die allgemeine Lebenssituation betreffende Zusammenhänge untersuchen. Die sehr unterschiedliche subjektive Wahrnehmung funktioneller Beschwerden hat einen großen Einfluss auf die Bewertung des Assessments und muss bei der Bewertung berücksichtigt werden (Davis et al. 1999).

Subjektiv/objektive Verfahren

Die subjektiv/objektiven Methoden haben den Vorteil, dass die Schulterfunktion aus beiden Sichtweisen gleichzeitig erfasst werden kann. Sie umgehen die rein diagnostische Bewertung durch eine Kombination beider Verfahren.

Bei dem CMS handelt es sich um ein subjektiv/objektives Verfahren, welches erstmals 1987 beschrieben wurde. Die subjektiven Fragen machen 35 % der Gesamtpunktzahl aus und bestehen aus der Selbsteinschätzung von Schmerzen und Einschränkungen bei Alltagsaktivitäten. Objektive Fragen prüfen den Bewegungsumfang der oberen Extremität einschließlich einer SHK Messung. Wiederholt wurde die Eignung dieser Methode zur Erfassung verschiedenster Schulterfunktionsstörungen hervorgehoben (Bankes et al. 1998, Sapega und Kelly 1994, Gerber et al. 1992). Zur Einschätzung von Schulterfunktionsstörungen nach ND wurde dieses Verfahren bisher nicht angewendet.

Unsere Ergebnisse der Studie 2 zeigten einen engen Zusammenhang mit dem Operationsumfang. Der Gesamtscore war nach RND signifikant niedriger als nach MRND Typ 1 und 3. Zwischen MRND Typ 1 und 3 bestanden keine signifikanten Unterschiede. Die funktionellen Einbußen scheinen somit vorwiegend nach RND aufzutreten. Bei Betrachtung der einzelnen Anteile des CMS hatten die Patienten nach RND in stärkerem Maße Schmerzen, Einschränkungen der Alltagsaktivitäten und des Bewegungsumfanges der Schulter. Die SHK war nach RND ebenso wenig wie die Unterschiede zwischen MRND Typ 1 und 3 signifikant verringert.

Bei einer Trapeziusparese war gleichermaßen der Gesamtscore signifikant niedriger. Bei genauerer Betrachtung war in dieser Gruppe jedoch nur die SHK signifikant verringert. Der Operationsumfang scheint somit Auswirkungen auf alle Teile des CMS zu haben. Je ausgedehnter der chirurgische Eingriff war, desto stärker war die Einschränkung der Schulterfunktion ausgeprägt. Bezogen auf die Trapeziusfunktion war der Gesamtscore bei Vorliegen einer Parese erniedrigt, jedoch immer noch höher als nach RND. Dies lässt den Schluss zu, dass der Ausprägungsgrad von Schulterbeschwerden hauptsächlich durch eine Trapeziusfunktionsstörung bedingt wird, der Operationsumfang jedoch einen erheblichen Anteil zur Verstärkung dieser Beeinträchtigung herbeiführen kann. Patienten mit Trapeziusparese nach RND hatten die stärkste Beeinträchtigung, wesentliche Unterschiede zwischen MRND Typ 1 und 3 bestanden nicht.

Studie 3 zeigte, dass der Gesamtscore in der Paresegruppe signifikant kleiner war. Schmerzen waren direkt postoperativ stärker bei Patienten mit Trapeziusparese. Geringere Punktzahlen fanden sich für die Einschränkungen im Alltag und des Bewegungsumfanges der Schulter. Die SHK fiel postoperativ in beiden Gruppen, jedoch deutlicher bei Trapeziusparese, ab und zeigte im Beobachtungszeitraum einen Wiederanstieg, um sich nach 6 Monaten nahezu anzugleichen (Abb. 74). Der beobachtete Abfall der SHK in der Gruppe mit erhaltener Trapeziusfunktion ist als reversible, postoperative Folge anzusehen. In der Paresegruppe kam es bei den von uns

untersuchten Patienten zu einer Verbesserung der SHK, was wahrscheinlich auf eine durchgeführte Physiotherapie zurückzuführen ist.

Insgesamt scheinen somit die Einschränkung der Beweglichkeit und der Alltagsaktivitäten für die Patienten im Vordergrund zu stehen. Erst bei länger als 6 Monaten bestehenden Trapeziusparese können verstärkt Schmerzen und eine relevante Minderung der Schulterhebekraft hinzukommen. Gerade die zuerst genannten Teile des Scores scheinen wichtige Zusammenhänge der Lebensqualität des Patienten zu erfassen. Der CMS ist somit hilfreich, eine Schulterfunktionsstörung zu erfassen. Gesamtscores unter 60 Punkten sprechen für eine schwerere Schulterfunktionsstörung.

5.6 Wertigkeit des Plexus cervicalis für die Entstehung schmerzhafter Schulterbeschwerden

Vordergründig bei der Beeinträchtigung der Patienten nach ND ist nicht nur die Bewegungseinschränkung, sondern in besonderem Maße eine Schmerzsymptomatik der Schulter

(Talmi 2000). Unterschieden werden hier eine myofasciale Komponente der Schultermuskulatur und Neuropathie des Plexus cervicalis (Hillel et al. 1989, Weisberger und Lingeman 1987). Die myofasciale Komponente ist hierbei einer motorischen Störung des M. trapezius zuzuordnen. Der sensorische Anteil des Plexus cervicalis wurde in bisherigen Untersuchungen als verantwortlich für die Entstehung einer Neuropathie der Schulterregion nach ND angesehen (Sist et al. 1999). Unsere Untersuchungen beschäftigten sich mit der Funktionserfassung und der Untersuchung des Einflusses der pars sensoria des Plexus cervicalis auf die Häufigkeit derartiger Beschwerden. Diese Ergebnisse wurden verglichen mit der Häufigkeit von Schmerzen in Abhängigkeit vom Operationsumfang und dem Vorliegen einer Trapeziusparese.

Erfassung der Funktion des Plexus cervicalis

Untersuchungen zur Einschätzung einer Funktionsstörung dieses Plexusanteils wurden bisher nicht durchgeführt. Unsere Messungen beinhalteten zu diesem Zweck die qualitative Erfassung des Berührungs-, Schmerz- und Temperatursinnes.

Die Hautsensibilität gehört neben der Viscero- und Proprioception zum somatosensorischen System. Sie kann qualitativ mit einem stumpfen bzw. spitzen Nadelende und warmem oder kaltem Wasser geprüft werden (Caraceni und Portenoy

2000). Quantitative Methoden können die Reizschwelle der genannten Qualitäten und damit die Funktion der einzelnen afferenten Fasertypen erfassen. Diese Methoden haben gleichermaßen, wie auch die rein qualitative Messung, den Nachteil, dass die Ergebnisse psychophysikalischen Charakter haben und somit nicht objektivierbar sind. Diese Testverfahren haben sich trotzdem vielfach bewährt, sie ergeben jedoch zum qualitativen Nachweis einer Schädigung des Plexus cervicalis keine zusätzliche Information (Yarnitsky 1997).

Bei der RND und der MRND Typ 1 ist die Resektion der sensiblen, cervikalen Plexusäste unvermeidbar (Snow 1998). Übereinstimmend hiermit konnten wir anhand unserer Ergebnisse zeigen, dass bei reseziertem Plexus cervicalis im Versorgungsgebiet des N. occipitalis minor und C3-C4 häufiger Sensibilitätsstörungen auftraten. Die p-Werte der Unterschiede waren im Dermatom von C3 für die Qualitäten „spitz“ und „stumpf“ auch unter Berücksichtigung der Bonferroni-Korrektur signifikant. Ein ähnliches Ergebnis erhielten wir für den N. occipitalis minor und das Areal von C4 auch für die Qualitäten „warm/kalt“ 3 und 6 Monate postoperativ.

Die Erhaltung des Plexus cervicalis hat in allen untersuchten Hautarealen zu einer geringeren Häufigkeit von Sensibilitätsstörungen geführt. Für den N. occipitalis minor zeigte sich eine nahezu vollständige Erholung der Hautsensibilität für alle Qualitäten nach 6 Monaten. Die geringsten Unterschiede ergaben sich im Areal von C2. Die p-Werte der Unterschiede waren nur für „warm/kalt“ nach 3 und für „spitz/stumpf“ nach 6 Monaten signifikant. Anhand der typischen Schnittführung am Vorderrand des M. sternocleidomastoideus ist auch bei einer MRND Typ 3 die Schonung dieser Äste nicht möglich, wodurch diese Beobachtungen erklärt werden können.

Unsere Ergebnisse lassen die Schlussfolgerung zu, dass eine Schädigung des Plexus cervicalis durch die Sensibilitätsprüfung der untersuchten Hautareale mit den genannten Qualitäten erfassbar wird. In besonderem Maße konnten in den Versorgungsgebieten von C2-C4 bleibende Sensibilitätsstörungen nach Resektion dieser Strukturen nachgewiesen werden. Am stärksten waren die Unterschiede im Areal von C3 und des N. occipitalis minor ausgeprägt. Die Prüfung der Qualitäten „spitz/stumpf“ im Gebiet des N. occipitalis minor und von „warm/kalt“ in C3 scheint die Schädigung des Plexus cervicalis am zuverlässigsten zu erkennen.

Erfassung von Schmerzen

Zur Entstehung von Schmerzen können ursächlich neuropathische und nozizeptive Ursachen unterschieden werden. Bei nozizeptiven Schmerzen kommt es durch die Zerstörung von Gewebe zur Freisetzung von Neurotransmittern. Substanzen wie beispielsweise Histamin, Acetylcholin, Serotonin spielen hierbei eine Schlüsselrolle. Insbesondere Prostaglandin E ist maßgeblich an der Entstehung von nozizeptiven Dauerschmerzen beteiligt. Neuropathische Schmerzen werden hingegen durch direkte Schädigung und hierdurch bewirkte Erregung peripherer Nerven hervorgerufen. Der Effekt des neuropathischen Schmerzes wurde durch Versuche von Bennett und Xie 1988 grundlegend beschrieben. Die Autoren fanden 2-4 Tage nach der Ligatur eines peripheren Nervens eine thermische Hyperalgesie und taktile Allodynie. Histologisch konnten Granulome, neutrophile Granulozyten und Makrophagen nachgewiesen werden.

Mitunter werden auch Deafferenzierungsschmerzen (Phantomschmerzen) zu den neuropathischen Formen gerechnet, wie sie nach Resektion de Plexus cervicalis beobachtet wurden. Die Abgrenzung zu anderen Schmerzformen ist insgesamt fließend und nur anhand des Charakters möglich. Die neuropathische Schmerzen besitzen meist einen elektrisierenden Charakter in Verbindung mit andauernden Missempfindungen, welche in das Versorgungsgebiet des betroffenen Nerven projiziert werden. Sie können aber auch einen dumpfen oder brennenden Charakter haben und sind somit in ihrer Erscheinungsform nicht konstant.

Zur Objektivierung der Empfindung des Patienten werden visuelle und verbale Analogskalen verwendet. Hierbei werden die Intensität und Häufigkeit chronischer Schmerzsymptome durch eine Selbsteinschätzung des Patienten erfasst. Bei Erwachsenen können verbale, numerische und visuelle Analogskalen unterschieden werden. Allen Methoden gemeinsam ist der Nachteil, dass der Patient seine Beschwerden verbal, numerisch oder stufenlos auf einer Schieblade angeben muss. Bei Kindern kommen hierzu Zeichnungen oder Graphiken in Frage (Smiley-Skala, CHEOPS = Children's Hospital of Ontario Pain Scale).

Die verbale Analogskala besitzt zwar den Nachteil, dass die Empfindung der Schmerzintensität des Patienten einer vorgegebene Abstufung zugeordnet werden muss. Dieses Verfahren gilt jedoch trotzdem als reproduzierbar, einfach durchführbar und ist allgemein anerkannt zur Erfassung chronischer Schmerzen (Jensen et al. 1986).

Die Inzidenz postoperativer Schulterschmerzen ist in der Literatur sehr unterschiedlich angegeben. Verschiedene Studien haben unabhängig voneinander gezeigt, dass die Häufigkeit dieser Beschwerden vom Ausmaß der Operation abhängt (Chen 2000). Ältere Untersuchungen ergaben, dass nach RND schmerzhafteste Bewegungseinschränkungen der Schulter in bis zu 70 % Fälle auftreten können. Bei einer Untersuchung von 175 Patienten konnte nachgewiesen werden, dass bei Erhaltung des N. accessorius deutlich seltener Schmerzen auftraten und weniger Schmerzmittel konsumiert wurden als nach RND (Terrell et al. 2000).

Neuere Untersuchungen zeigten, dass die Schmerzqualität nach ND durchaus unterschiedlichen Charakter haben kann. Durch die Schädigung des Plexus cervicalis kann eine zusätzliche Verstärkung eintreten. Sist et al. untersuchten 1999 an 25 Patienten mit Schmerzen nach RND den Beschwerdecharakter. Hierbei zeigten sich brennende Schmerzen bei 81%, einschießende Schmerzen bei 69% und eine Allodynie in 88% der Patienten. Die Projektionszonen waren die Gebiete der sensiblen Anteile des Plexus cervicalis. Bei 72% der Fälle wurden myofasciale Schmerzen beobachtet. Die Autoren definierten die nach RND auftretenden Schmerzen als ein „Postradical Pain Syndrome“ bestehend aus neuropathischen Einflüssen des Plexus cervicalis und myofascialen Komponenten des M. trapezius.

Andere Untersuchungen bestätigten diese Ergebnisse. Bei einer Studie an 93 Patienten anhand des UW QOL (University of Washington Quality of Life questionnaire) wurde ein häufigeres Auftreten von Schulterschmerzen nach RND als nach MRND Typ 1, 3 oder selektiver ND beobachtet (Chaplin und Morton 1999). Demgegenüber stehen die Ergebnisse von Talmi (2000). Diese retro- und prospektive Untersuchung zeigte an 88 Patienten, dass chronische Schmerzzustände der Schulterregion auch nach RND nur selten auftreten. Schmerzen in Ruhe und bei Bewegung der Schulter wurden in keiner der genannten Studien unterschieden.

Unsere Untersuchungen hatten zum Ziel, die Häufigkeit postoperativ auftretender Schmerzen aufzuzeigen. Die Beschwerden wurden mit einer verbalen Analogskala erfasst. Zur Einschätzung der Beschwerden berücksichtigten wir in unsere Auswertung ausschließlich das qualitative Auftreten von Schmerzen. Zur Darstellung einer Bewegungsabhängigkeit unterschieden wir die Häufigkeit von Schmerzen in Ruhe und bei Bewegung. Bei den Patienten mit bereits präoperativ bestehender Symptomatik waren die Beschwerden auf den Primärtumor oder auf Halslymphknotenmetastasen der betroffenen Seite zurückzuführen.

Unabhängig von der Erhaltung des Plexus cervicalis gaben nur wenige Patienten 14 Tage bis 3 Monate postoperativ Schulterschmerzen in Ruhe und bei Bewegung an. Sechs Monate nach der Operation zeigte sich jedoch eine größere Häufigkeit dieser Symptome in der Gruppe mit reseziertem Plexus cervicalis. Bezogen auf den Operationsumfang ergaben sich 14 Tage und 6 Monate postoperativ ähnliche Ergebnisse. Nach 6 Monaten war die Häufigkeit in der RND Gruppe deutlich größer als bei den übrigen Patienten, womit die Ergebnisse von Talmi et al. nicht bestätigt werden konnten.

Erwartungsgemäß führte eine klinisch manifeste Trapeziusparese nicht in allen Fällen zu schmerzhaften Schulterbeschwerden. Sowohl Ruhe- als auch Bewegungsschmerzen der Schulter waren in dieser Gruppe 6 Monate postoperativ doppelt so häufig wie direkt postoperativ. Diese Ergebnisse bestätigen die Beobachtungen früherer Studien, dass Schulterschmerzen erst bei länger bestehender Trapeziusparese entstehen (Nahum et al. 1961, Terrell et al. 2000).

Bei Betrachtung der MRND Typ 3 operierten Patienten fanden wir keinen statistisch signifikanten Unterschied in Abhängigkeit einer postoperativen Strahlentherapie innerhalb der ersten 6 postoperativen Monate. Im Übereinstimmung mit früheren Untersuchungen zeigen die von uns untersuchten Fälle kein gehäuftes Auftreten schmerzhafter Schulterbeschwerden nach postoperativer Radiatio (Kuntz und Weymuller 1999).

Zusammenfassend sind schmerzhafte Schulterbeschwerden hauptsächlich auf einen myofascialen Einfluß des M. trapezius zurückzuführen. Diese Beschwerden drücken sich vor allem in bewegungsabhängigen Schmerzen aus. Unsere Ergebnisse unterstreichen die nicht unerhebliche Bedeutung einer Schädigung der Pars sensoria des Plexus cervicalis für die Entstehung zusätzlicher Schmerzen und stimmen mit den Ergebnissen von Porter et al. (1995) überein. Insgesamt traten bei den meisten Patienten Schmerzen erst 6 Monate postoperativ auf und haben demzufolge meist chronischen Charakter.

Die Behandlung von Schmerzen nach ND beinhaltet verschiedene Ansätze. Nicht zuletzt durch die fehlende Wirksamkeit von Opiaten stellt diese Schmerzform den Therapeuten häufig vor Probleme. Neben der lokalen Infiltration von Lokalanästhetika eignen sich in bestimmten Fällen trizyklische Antidepressiva, Neuroleptika oder sogar Nervenblockaden. Als wirkungsvollste Methode zur Verringerung dieser Symptommhäufigkeit ist jedoch, wenn möglich, die Erhaltung der sensiblen Anteile des Plexus cervicalis und der Trapeziusinnervation zu nennen. Insbesondere die Inzidenz spät auftretender Schmerzen kann hierdurch gesenkt werden. Dies ist aus Gründen tumorchirurgisch erforderlicher Radikalität nicht immer zu verwirklichen, sollte jedoch stets bedacht werden.

5.7 Zielstellungen und Schlussfolgerungen

Konzeption eines Messplatzes zur simultanen Erfassung der Trapeziusfunktion

Anhand der Konstruktion des Kraftmessstuhles ist es uns gelungen, eine Messvorrichtung zur individuellen Erfassung der Schulterhebekraft zu schaffen. Durch OEMG/SHK-Messung war es möglich, die elektrische und mechanische Aktivität des M. trapezius zu erfassen. Anhand des Einsatzes von Biobench™ (National Instruments) konnten wir den Messplatz in Vorversuchen für den späteren Einsatz in den Studien optimieren.

Insbesondere die Geräteeinstellungen und Konfiguration der Messanordnung wurden hierbei ermittelt. Die Erstellung einer festgelegten Messanordnung und eines Protokolls hat sich für die Bewertung und den Vergleich der Ergebnisse als erforderlich gezeigt.

Erarbeitung und Einschätzung repräsentativer kraftbezogener OEMG-Merkmale zur Beurteilung der Aktivität des M. trapezius

Die Erarbeitung kraftbezogener OEMG-Merkmale erforderte umfangreiche Vorversuche. Insbesondere LabVIEW™ hat sich hierbei bewährt und ermöglichte eine einfache und flexible Programmierung der speziellen VI. Anhand der ersten Studie konnte an 90 Probanden die Wertigkeit aller OEMG-Merkmale bei normaler Trapeziusfunktion aufgezeigt werden. Die zweite Studie ermöglichte die Unterscheidung, welche Merkmale geeignet sind zur Erkennung einer länger bestehenden Parese des M. trapezius.

Insbesondere die Merkmale FV, MAT und MST haben sich als repräsentativ erwiesen. In den ersten 6 postoperativen Monaten hat sich in unseren Untersuchungen vor allem die MAT zur Erkennung und Einschätzung einer Trapeziusparese bewährt. Die tatsächliche maximale Mitarbeit der Probanden und Patienten konnte mittels der MF und MPF objektiviert werden. Die simultane OEMG/SHK-Messung scheint sich somit zur nicht invasiven Erfassung einer Trapeziusfunktionsstörung zu eignen.

Wertigkeit des CMS zur Beurteilung des Schweregrades einer Schulterfunktionsstörung

Der Einsatz des CMS zur Erfassung von Schulterfunktionsstörungen nach ND stellt eine Neuerung dar. Unsere Ergebnisse zeigten, dass dieser Score in engem Zusammenhang mit einer Trapeziusparese steht und somit zur Erfassung einer funktionellen Störung des M. trapezius geeignet ist. Insbesondere die Kombination aus subjektiven und objektiven Anteilen lassen dieses standardisierte Testverfahren als gut geeignet erscheinen zur

schnellen und einfach durchzuführenden Erfassung derartiger Störungen nach ND. Diese Eignung gilt nicht nur für länger bestehende Beschwerden, sondern auch für die ersten 6 postoperativen Monate. Bei chronischen Schulterbeschwerden scheinen Gesamtscores unter 60 Punkten für eine schwerere Funktionsstörung zu sprechen.

Wertigkeit des Plexus cervicalis für die Entstehung schmerzhafter Schulterbeschwerden

Die Prüfung der Sensibilität der cervicalen Haut ermöglicht die Erfassung der Schädigung des Plexus cervicalis durch die ND. Patienten mit erhaltenem Plexus cervicalis hatten seltener bewegungsabhängige Schmerzen und Ruheschmerzen als nach Resektion dieser Strukturen. Bewegungsabhängige Schmerzen waren häufiger nach RND und signifikant öfter bei Trapeziusparese. Sie traten meist erst nach 6 Monaten auf. Die Erhaltung der Trapeziusinnervation und der sensiblen Anteile des Plexus cervicalis sind die wirkungsvollsten Mittel zur Verhinderung derartiger postoperativer Symptome, denn insbesondere neuropathische Schmerzen stellen den Therapeuten möglicherweise vor erhebliche Probleme.

Erarbeitung eines Konzepts zur Diagnose, Therapie und Verlaufskontrolle von Schulterfunktionsstörungen nach ND

Schulterfunktionsstörungen nach ND sollten bei klinischer Diagnose weiter quantifiziert werden. In den ersten 6 Monaten nach der Operation ist dies einfach und zeitsparend mit Hilfe des CMS möglich. Von Vorteil ist hierbei die kombinierte objektive Beurteilung der Trapeziusfunktion und die subjektive Einschätzung durch den Patienten. Bei vordergründiger Trapeziusfunktionsstörung ist eine kombinierte OEMG/SHK-Untersuchung sinnvoll. Gegenüber einer alleinigen Nadelelektromyographie bietet diese Methode den Vorteil, nicht nur die elektrische, sondern auch mechanische Aktivität des M. trapezius zu erfassen. Die Untersuchung ist nicht invasiv und erfasst größere Anteile des Muskels.

Trapeziusfunktionsstörungen sollten intensiv physiotherapeutisch behandelt werden. Hierbei kommen individuell angepasste Übungen zur Anwendung. Eingesetzt werden passive, mobilisierende Maßnahmen und aktive, die übrige Muskulatur stärkende Übungen. Nur bei therapierefraktären Schulterfunktionsstörungen sind operative Verfahren wie die Rekonstruktion des N. accessorius (Donner und Klein 1993, Harris und Dickey 1965, Schultes et al. 1999) oder der Transfer des M. levator scapulae nach Eden Lange in Erwägung zu ziehen (Coessens und Wood 1995).

Bei regelrechter Trapeziusfunktion und trotzdem bestehenden Schulterschmerzen ist eine Neuropathie des Plexus cervicalis möglich. Die genaue Charakterisierung des Schmerzes kann hier bereits wichtige Hinweise geben. Anhand einer Sensibilitätsprüfung der cervicalen Haut kann eine Schädigung des Plexus cervicalis erfasst und näher bestimmt werden. Als wenig aufwendige Methode mit hoher Aussagekraft kann hierzu die Prüfung der Qualität „spitz/stumpf“ in den Versorgungsgebieten von C3 und des N. occipitalis minor verwendet werden.

Therapeutisch kommt in erster Linie die Applikation eines Lokalanästhetikums in Frage. Die intrakutane Injektion (Quaddelung) gehört zu den Gegenirritationsverfahren und erreicht hierdurch eine geringere Schmerzweiterleitung. Die intramuskuläre Injektion eines Lokalanästhetikums bewirkt die Ausschaltung muskulärer Triggerpunkte und stellt eine wirkungsvolle Methode der myofascialen Schmerzsymptome dar. Zur Anwendung kommt bei diesen Therapieformen meist Bupivacain in den Konzentrationen 0,25-0,50%.

Die Therapie kann durch die systemische Gabe von trizyklischen Antidepressiva (Amitryptilin), das Antikonvulsivum Gabapentin oder Neuroleptika (Haloperidol) unterstützt werden. Der schmerzlindernde Effekt wird jedoch als eher gering eingeschätzt (Feuerstein 1997, Zitman 1990). Insbesondere Opioide sind bei der Behandlung neuropathischer Schmerzen häufig unwirksam.

Die hohe Aussagekraft und Eignung der OEMG/SHK-Messung zur Beschreibung einer muskulären Funktionsstörung nach ND konnte anhand unserer Ergebnisse gezeigt werden. Für den breiten klinischen Einsatzes besteht bei den entwickelten Methoden jedoch noch Entwicklungsbedarf mit dem Ziel der weiteren Vereinfachung der Messungen. Weiterhin konnten wir zeigen, dass der CMS geeignet ist zur Beurteilung der Beweglichkeit und Gebrauchsfähigkeit der Schulter nach ND. Eine Schädigung des Plexus cervicalis kann sicher mit der Sensibilitätsprüfung der Halshaut erfasst werden. In der Gesamtheit der angewandten Methoden ist somit eine Erfassung aller möglichen Ursachen zur Entstehung schmerzhafter Schulterfunktionsstörungen nach ND möglich geworden. Unsere Untersuchungen stellen die Basis zur Einschätzung derartiger Beschwerden dar. Diese Grundlage ist erforderlich zur Einleitung adäquater therapeutischer Schritte, mit dem Ziel, die Lebensqualität des Patienten zu verbessern. Hierzu gehören physiotherapeutische, chirurgisch rekonstruktive und schmerztherapeutische Maßnahmen.

6. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit den Möglichkeiten zur Erfassung und Einschätzung von Schulterfunktionsstörungen nach ND mittels der OEMG/SHK-Messung, des CMS und der Abschätzung eines Einflusses einer Schädigung des Plexus cervicalis. Neue kraftbezogene OEMG-Merkmale sollten untersucht werden hinsichtlich ihrer Wertigkeit zur Erfassung einer Funktionsstörung des oberen Anteils des M. trapezius.

OEMG/SHK-Messung

In Vorversuchen wurde die Messanordnung und der Versuchsaufbau zur OEMG/SHK - Messung entwickelt. Es erfolgte die simultane Registrierung eines zweikanaligen bipolaren OEMG vom oberen und unteren Anteil des M. trapezius zur Bestimmung der muskulären Aktivität. Die Schulterhebekraft wurde bei 90° Armabduktion unter standardisierten Bedingungen erfasst. Die Auswertung erfolgte unter LabVIEW™ (National Instruments). Verwendet wurden frequenz- und amplitudenbezogene Merkmale des OEMG. Berechnet wurden die Werte für die RMS, MF, MPF, den FV, der NT, MAT und MST bei 1 %, 20 %, 50 %, 80 % und 100 % der MWK. Diese Daten wurden bezogen auf den 100% -Wert der MWK normiert, gemittelt und statistisch verglichen.

In Studie 1 wurden an 90 Probanden die OEMG-Merkmale und Schulterhebekraft beider Kanäle berechnet. Die Schulterhebekraft nahm bei Frauen ab dem 60., bei Männern ab dem 70. Lebensjahr ab. Alle Merkmale wiesen signifikante Anstiege der Werte mit zunehmender Kontraktion auf und eigneten sich somit beim Gesunden zur Darstellung der Trapeziusaktivität.

Studie 2 sollte zeigen, welche kraftbezogenen OEMG-Merkmale zum Nachweis einer Trapeziusparese geeignet sind. Mindestens 6 Monate nach ND wurden an 71 Patienten die Messungen durchgeführt. Es ließ sich nachweisen, dass die Werte FV, MAT und MST geeignet waren, die verminderte Aktivität bei einer Trapeziusparese zu erfassen. Die Werte der MF und MPF objektivierte die maximale Mitarbeit der Patienten durch den Nachweis einer beginnenden Ermüdung bei hohen Kontraktionsniveaus.

Studie 3 zeigte an 30 Patienten, dass die MAT in den ersten 6 Monaten nach der Operation eine Einschätzung der Trapeziusfunktion ermöglicht. Auch hier bestätigte die MF eine maximale Mitarbeit der Patienten.

Die OEMG/SHK-Methode ist somit zur Erfassung einer Trapeziusfunktionsstörung nach ND geeignet und sollte innerhalb der ersten sechs postoperativen Monate aus der

Berechnung der MAT und MF bestehen. Bei länger bestehende Funktionsstörungen des M. trapezius kann die Berechnung der FV, MAT und MST Aufschluss über die Aktivität geben

CMS

Das subjektiv/objektive Verfahren des CMS wurde in unseren Untersuchungen an insgesamt 101 Patienten (Studie 2 und 3) zur Schulterfunktionsprüfung angewendet. Unsere Ergebnisse zeigten, dass die Schulterfunktion am meisten nach RND und bei Trapeziusparese eingeschränkt war, gefolgt von der MRND Typ 1 und 3. Vor allem die Beeinträchtigung der Alltagsaktivitäten und der Bewegungsfähigkeit der Schulter hatten hierzu geführt. Schmerzen und eine Minderung der Schulterhebekraft waren häufiger nach RND und bei Trapeziusparese. Die Schulterhebekraft war bei Trapeziusparese erwartungsgemäß geringer.

Einfluss des sensiblen Anteils des Plexus cervicalis auf schmerzhaftes Schulterbeschwerden

An 40 Patienten konnte Studie 4 zeigen, dass die Prüfung der Oberflächensensibilität der cervicalen Haut eine Funktionseinschränkung der sensiblen Anteile des Plexus cervicalis ermöglicht. Die Erhaltung des Plexus cervicalis hat in allen untersuchten Hautarealen zu einer geringeren Häufigkeit von Sensibilitätsstörungen geführt. Für das Gebiet des N. occipitalis minor zeigte sich eine nahezu vollständige Erholung der Hautsensibilität für alle Qualitäten nach 6 Monaten. Nach Resektion des Plexus cervicalis waren Sensibilitätsstörungen sehr häufig und zeigten nur eine geringe Erholungstendenz. Auch hier war der N. occipitalis am geringsten betroffen. Die geringsten Unterschiede zwischen den Gruppen ergaben sich im Areal von C2. Anhand der typischen Schnittführung am Vorderrand des M. sternocleidomastoideus ist auch bei einer MRND Typ 3 die Schonung dieser Äste nicht möglich, wodurch dieses Ergebnis erklärt werden kann.

Schmerzhafte Schulterbeschwerden waren hauptsächlich auf einen myofascialen Einfluß des M. trapezius zurückzuführen. Diese Beschwerden drückten sich vor allem in bewegungsabhängigen Schmerzen aus. Unsere Ergebnisse unterstreichen jedoch die nicht unerhebliche Bedeutung einer Schädigung des Plexus cervicalis und der Entstehung zusätzlicher, neuropathischer Schmerzen. Insgesamt traten in den meisten Fällen erst 6 Monate postoperativ Schmerzen auf und hatten meist chronischen Charakter.

Zur Behandlung von Schmerzen nach ND existieren verschiedene Ansätze. Nicht zuletzt durch die fehlende Wirksamkeit von Opiaten stellt diese Schmerzform den Therapeuten

häufig vor Probleme. Neben der lokalen Infiltration von Lokalanästhetika eignen sich in bestimmten Fällen trizyklische Antidepressiva, Neuroleptika oder sogar Nervenblockaden.

Fazit

Besondere Bedeutung hat die OEMG/SHK-Messung zur sicheren Abgrenzung einer Funktionsstörung des M. trapezius bei schmerzbedingten Symptomen des Schultergürtels. An 191 Patienten in 3 pro- und retrospektiven Studien konnten wir zeigen, dass diese Methode zur Erfassung der Trapeziusfunktion geeignet ist. Das Verfahren ist gegenüber der Nadel-EMG nicht invasiv und ermöglicht eine Zuordnung der Schulterhebekraft zur muskulären Aktivität des M. trapezius. Bei Schaffung der erforderlichen Untersuchungseinrichtung ist die Messung schnell, für den Patienten schmerzfrei und ohne großen Aufwand möglich. In den vorliegenden Ergebnissen haben sich auch OEMG-Merkmale der Analyse des Interferenzmusters nach Willison als bedeutsam gezeigt. Durch Integration der OEMG-Signalverstärkung, der Kraftmessung und der Auswertungssoftware ist ein kompakterer Messplatz zu erwarten.

Weiterhin konnte an 40 Patienten prospektiv gezeigt werden, dass eine Schädigung des sensiblen Anteils des Plexus cervicalis schmerzhafte Schulterbeschwerden verstärken kann. Hier hat sich die Erfassung der Oberflächensensibilität der cervicalen Haut als geeignet erwiesen. Insbesondere die Prüfung der Qualität spitz/stumpf in den Arealen von C3, C4 und des N. occipitalis minor haben sich als repräsentativ gezeigt. Bei erhaltener Trapeziusfunktion kann anhand der Anamnese und dieses einfach durchzuführenden Verfahrens die Verdachtsdiagnose einer Neuropathie des Plexus cervicalis gestellt werden.

Zur Erfassung der Schulterfunktion insgesamt hat sich der CMS auch nach ND als geeignet erwiesen. Unsere Untersuchungen zeigten, dass das Ausmaß einer Schulterfunktionsstörung mit diesem Verfahren zu jedem postoperativen Zeitpunkt feststellbar war. Bei Betrachtung der Unterrubriken hat vor allem die Bewegungseinschränkung der Schulter und die hierdurch hervorgerufenen Einschränkungen im täglichen Leben entscheidenden Einfluss auf die Situation des Patienten. Auch dieses Verfahren ist schnell und ohne großen Aufwand durchzuführen und ergänzt die Untersuchungsergebnisse durch die subjektiven Anteile zu einem Gesamtbild der Schulterfunktion.

Die Therapie einer Schulterfunktionsstörung nach ND hängt entscheidend von den Ursachen ab. Die vorliegende Arbeit bietet erstmals ein festes Konzept zur

Differentialdiagnose dieser Ursachen, wodurch die gezielte Einleitung einer geeigneten Behandlung ermöglicht wird. Die Weiterentwicklung der angewandten Verfahren wird den routinemäßigen, klinischen Einsatz ermöglichen.

Die wirkungsvollste Methode zur Verhinderung derartiger funktioneller Folgezustände nach ND ist jedoch die Erhaltung des Plexus cervicalis und des N. accessorius. Aus diesem Grunde haben sich seit der Erstbeschreibung der RND durch Crile die Operationstechniken entscheidend zugunsten der Erhaltung dieser wichtigen Strukturen gewandelt. Insbesondere die Möglichkeiten der modifiziert radikalen oder selektiven ND haben die Häufigkeit von Schulterfunktionsstörungen gesenkt. Insgesamt ist, wann immer tumorchirurgisch vertretbar, die Erhaltung des Plexus cervicalis und des N. accessorius zu fordern mit dem Ziel, die Lebensqualität des Patienten zu verbessern. In Kenntnis der häufig fortgeschrittenen Tumorstadien der betroffenen Patienten ist dies aus Gründen der erforderlichen Radikalität nicht immer möglich.

Literaturverzeichnis

- ABOUJAOUDE J, ALNOT JY, OBERLIN C (1994) Le nerf spinal accessoire (n. accessorius) 1ere Partie: Étude anatomique. *Revue de Chirurgie Orthopédique* **80**: 291-296
- ALONSO JL, REIS RG (2000) Extracranial spinal accessory nerve palsy following neck surgery: clinical and electrophysiological study of seven cases. *Arch Neuropsychiatr* **58 (3a)**: 704-712
- ANDERSON R, FLOWERS RS (1969) Free grafts of the spinal accessory nerve during radical neck dissection. *Am J Surg* **118**: 796–798
- ARENDT-NIELSEN L, MILLS KR (1985) The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fibre conduction velocity. *Electroenceph Clin Neurophysiol* **60**: 130-134
- ARWERT HJ, DE GROOT J, VAN WOENSEL WW, ROZING PM (1997) Electromyography of shoulder muscles in relation to force direction. *J Shoulder Elbow Surg* **6 (4)**: 360-370
- AU E, LOPRINZI CL, DHODAPKAR M ET AL. (1994) Regular use of verbal pain scale improve the understanding of oncology inpatient pain intensity. *J Clin Oncol* **12**: 2751-2755
- BANKES MJK, CROSSMAN JE, EMERY RJH (1998) A standard method of shoulder strength measurement for the constant score with a spring balance. *J Shoulder Elbow Surg* **7 (2)**: 116-121
- BARTLETT EI, CALLANDER CL (1926) Neck dissection. *Surg Clin North Am* **6**: 481-505
- BARSEKOW F (1983) Subjektive und objektive Befunde nach Resektion des Nervus accessorius im Rahmen der radikalen „Neck dissection“. *Dtsch zahnärztl Z* **38**: 155
- BASMAJIAN JV, BLUMENSTEIN R (1983) Electrode placement in electromyographic feedback. In: Basmajian JV (Ed); *Biofeedback. Principles and practice for clinicians*, Williams and Wilkins, Baltimore
- BASMAJIAN JV, DE LUCA CJ (1985) *Muscles alive, their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins, Baltimore (5)

- BENNETT GJ, XIE Y-K (1988). A peripheral mononeuropathy rat that produces disorders of pain sensation like those seen in man. *Pain* **33**:87-107
- BENNINGHOFF A, GOERTTLER K (1975) Lehrbuch der Anatomie des Menschen. Ferner H, Staubesand J (Hrsg); Urban & Schwarzenberg; München Berlin Wien
- BERGHAUS A, HOLTMANN S, SCHEEL VON J, TAUSCH-TREML R, HERTER M (1988) Zur Frage der Schonung des Nervus accessorius bei der Neck dissection. *HNO* **36**: 68–73
- BILODEAU M, CINCERA M, GERVAIS S, ARSENAULT AB, GRAVEL D, LEPAGE Y, MCKINLEY P (1995) Changes in the electromyographic spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level. *Eur J Appl Physiol* **71** (2-3): 113–123
- BLESSING R, MANN W, BECK C (1986) Wie sinnvoll ist der Erhalt des N. accesorius bei der Halsauräumung? *Laryngol Rhinol Otol* **65**: 403–405
- BOCCA E (1975) Conservative neck dissection. *Laryngoscope* **85**: 1511-1515
- BOCCA E, PIGNATARO O (1967) A conservative technique in radical neck dissection. *Ann Otol Rhinol Laryngol* **76** (5): 975–987
- BROWN H, BURNS S, KAISER CW (1988) The spinal accessory nerve plexus, the trapezius muscle and shoulder stabilization after radical neck cancer surgery. *Ann Surg* **208**: 654–661
- BROX JI, ROE C, SAUGEN E, VOLLSTAD NK (1997) Isometric abduction muscle activation in patients with rotator tendinosis of the shoulder. *Arch Phys Med Rehabil* **78** (11): 1260-1267
- BUSCH HP, EWERS R (1985) Schonung des N. accessorius bei der radikalen Neck dissection. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* **30**: 65-67
- CAPODAGLIO P, JENSEN C, CHRISTENSEN H (1996) Quantification of muscular activity in the shoulder region during monotonous repetitive work. *Med Lav* **87** (4): 305-313
- CARACENI A, PORTENOY RK (2000) Pain. In: Baker`s clinical neurology on CD-ROM/ Joint RJ, Griggs R (Ed); Williams and Wilkens; Lippincott 1

- CARENFELT C, ELIASSON K (1980) Cervical metastases following radikal neck dissection that preserved the spinal accessory nerve. *Head Neck Surg* **2**: 181-184
- CARENFELT C, ELIASSON K (1981) Radical neck dissection and permanent sequelae associated with spinal accessory nerve injuries. *Acta Otolaryngol* **91**: 155–160
- CHAPLIN JM, MORTON RF (1999) A prospective, longitudinal study of pain in head and neck cancer patients. *Head Neck* **21** (6): 531-7
- CHAPMAN CR, CASEY KL, DUBNER R ET AL. (1985) Pain measurement: An overview. *Pain* **22**: 1-31
- CHEN AY, CALLENDER D, MANSYUR C, REYNA KM, LIMITONE E, GOEPFERT H (2000) The impact of clinical pathways on the practice of head and neck oncologic surgery: the University of Texas M.D. Anderson Cancer Center Experience. *Arch Otolaryngol Head and Neck Surg* **126** (3): 322–326
- CHRISTOVA P, KOSSEV A, KRISTEV I, CHICHOV V (1999) Surface EMG recorded by branched electrodes during sustained muscle activity. *J Electr Kinesiol* (9): 263-276
- CIONI R, GIANNI F, PARADISO C, BATTISTINI N, NAVONA C, STARITA A (1994) Sex differences in surface EMG interference pattern power spectrum. *J Appl Physiol* **77** (5): 2163–2168
- CLAYMAN GL, FRANK DK (1998) Selective neck dissection of anatomically appropriate levels is as efficacious as modified radical neck dissection for elective treatment of the clinically negative neck in patients with squamous cell carcinoma of the upper respiratory and digestive tracts. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* **124**: 248-352
- COESSENS BC, WOOD MB (1995) Levator scapulae transfer and fascia lata fasciodesis for chronic spinal accessory nerve palsy. *J Reconstr Microsurg*
- CONBOY VB, MORRIS RW, KISS J, CARR AJ (1996) An evaluation of the Constant-Murley shoulder assessment. *J Bone Joint Surg [Br]* **78**: 229-232
- CONSTANT CR (1991) Schulterfunktionsbeurteilung. *Orthopäde* **20**: 289–294
- CONSTANT CR, MURLEY AH (1987) A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop Rel Res* **214**: 160–164

- CONSTANT CR (1989) Historical background, anatomy and shoulder function. *Baillière's Clinical Rheumatology* **3**: 429–435
- CRILE G, CLEVELAND O (1906) Excision of cancer of the head and neck. *JAMA* **258** (22): 3286-3293
- DAANEN HA, MAZUR M, HOLEWIJN M, VAN DER VELDE EA (1990) Reproducibility of the mean power frequency of the surface electromyogram. *Eur J Appl Physiol* **61** (3-4): 274–277
- DAVIS AM, BEATON DE, HUDAK P, AMADIO P, BOMBARDIER C, COLE D, HAWKER G, KATZ JN, MAKELA M, MARX RG, PUNNETT L, WRIGHT JG (1999) Measuring disability of the upper extremity: a rationale supporting the use of a regional outcome measure. *J Hand Ther* **12**: 269-274
- DEJONG RN, HAERER AF (2000) DeJong's The Neurologic Examination. Fifth Edition, Exteroceptive Sensation. In: Bakers clinical neurology on CD-ROM/ Joint RJ, Griggs R (Ed); Williams and Wilkens; Lippincott 1
- DE LUCA CJ, VAN DYK EJ (1975) Derivation of some parameters of myoelectric signals recorded during sustained constant force isometric contractions. *Biophys J* **15**: 1167-1180
- DE LUCA CJ (1984) Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng* **11**: 251-279
- DE LUCA CJ (1993) Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve* **16**: 210-216
- DE LUCA CJ (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* **13**: 135-63
- DESCHLER DG, SINGER MI (1996) Preservation of the spinal accessory nerve in modified neck dissections. *Laryngoscope* **106**: 664–666
- Desmedt JE (Ed): *Progress in Clinical Neurophysiology*. S. Karger-Verlag; Basel München Paris London New York Tokyo Sydney: Vol 10
- DEWAR FP, HARRIS RI (1950) Restoration of function of the shoulder following paralysis of the trapezius by fascial sling fixation and transplantation of the levator scapulae. *Ann Surg* **132**: 1111

- DIECKMANN J (1985) Operative Eingriffe im lateralen Halsbereich im Bezug auf Lähmungen des N. accessorius. Fortschr Kiefer Gesichtsschr **30**: 67–68
- DIOSZEGHY P (1996) Turn-amplitude analysis in neuromuscular diseases. Electromyogr Clin Neurophysiol **36 (8)**: 463-468
- DONNER TR, KLINE DG (1993) Extracranial spinal accessory nerve injury. Neurosurgery **32 (6)**: 907–911
- DUCHENNE GB (1867) Physiologie des mouvement. Translated by EB Kaplan (1949). WB Saunders; Philadelphia
- DUMITRU D (1995) Electrodiagnostic medicine. Hanley and Belfus; Philadelphia
- DUNN AW (1974) Trapezius paralysis after minor surgical procedures in the posterior cervical triangle. South Med J **67**: 312
- EDWARDS RG, LIPPOLD OGJ (1956) The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. J Physiol **132**: 677-681
- EISEN A, BERTRAND G (1972) Isolated accessory nerve palsy of spontaneous origin. Arch Neurol **27**: 496
- VAN DEN ENDE C, ROSZING PM, DIJKMANS BAC, VERHORF JAC, VOOGT VAN DER HARST EM, HAZES JA (1996) Assessment of shoulder function in rheumatoid arthritis. J Rheumatol **23**: 2043–2048
- EWING MR, MARTIN H (1952) Disability following radical neck dissection: an assessment based on postoperative evaluation in 100 patients. Cancer **5**: 873-881
- FERDJALLAH M, WERTSCH JJ (1998) Anatomical and technical considerations in surface electromyography. Phys Med Rehabil Clin N Am **7**: 925-931
- FERLITO A, SOM PM, RINALDO A, MONDIN V (2000) Classification and Terminology of neck dissections. ORL **62**: 212-216
- FEUERSTEIN TJ (1997) Antidepressiva zur Therapie chronischer Schmerzen. Schmerz **11**: 213-226
- FIALKA V, VINZENZ K (1988) Investigations into shoulder function after radical neck dissection. J Cranio Max Fac Surg **16**: 143–147

- FIALKA V, VINZENZ K (1989) Physiotherapy and diagnosis of shoulder lesions after radical neck dissection. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir* **13** (3): 220-5
- FILLIGOI G (1999) Detection of hidden rhythms in surface EMG signals with a non-linear time-series tool. *Med Eng Phys* **21** (6-7): 439-448
- FLOWER WH (1861) Diagram of the nerves of the human body. John Churchill, London
- FUGLEVAND AJ, ZACKOWSKI KM, HUEY KA, ENOKA RM (1993) Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *J Physiol (Lond)* **460**: 549-572
- FUGLSANG-FREDERIKSEN A, SCHEEL U, BUCHTHAL F (1976) Diagnostic yield of the analysis of the pattern of electrical activity and of individual motor unit potentials in myopathy. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* **39**: 742-750
- FUGLSANG-FREDERIKSEN A, LO MONACO M, DAHL K (1985) Turns analysis (peak ratio) in EMG using the mean amplitude as a substitute of force measurement. *Electroenceph Clin Neurophysiol* **60**: 225-227
- GALLAGHER MA, ZUCKERMAN JD, CUOMO F, ORTIZ J (1996) The effect of age, speed, and arm dominance on shoulder function in untrained men. *J Shoulder Elbow Surg* **5**: 25-31
- GARTSMANN GM, BRINKLER MR, KHAN M (1998) Early effectiveness of arthroscopic repair for full-thickness tears of the rotator cuff: an outcome analysis. *J Bone Joint Surg Am* **80** (1): 33-40
- GERBER C, ARNEBERG O (1992); Measurement of abductor strength with an electronical devise (Isobex). *J Shoulder Elbow Surg* **2**: 6
- GERDLE B, HENRIKSSON-LARSEN K, LORENTZON R, WRETTLING MI (1991) Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol Scand* **142**: 457-465
- GERDLE B, FUGL-MEYER AR (1992) Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units? *Acta Physiol Scand* **145** (2): 129-138

- GERDLE B, KARLSON S, CRENSHAW G, FRIDEN J (1997) The relationship between EMG and muscle morphology throughout sustained knee extension at two submaximal force levels. *Acta Pyhsiol Scand* **160**: 341–351
- GERMANN G, WIND G, HARTH A (1999) Der DASH-Fragebogen – Ein neues Instrument zur Beurteilung von Behandlungsergebnissen an der oberen Extremität. *Handchir Mikrochir Plast Chir* **31**: 149-152
- GESCH G (2000) Computergestützte Auswertung der Oberflächen-Elektromyogramme von acht verschiedenen Armmuskeln. *Biomed Technik* **45**: 2-5
- GIROUX B, LAMONTAGNE M (1990) Comparison between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions. *Electromyogr Clin Neurophysiol* **30**: 397-405
- GLOUSMAN R (1993) Electromyographic analysis and its role in the athletic shoulder. *Clinical Orthopaedics and Related Research* **288**: 27–34
- GOOTZEN THJM, VINGERHOETS HJM, STEGEMAN DF (1992) A study of motor unit structure by means of scanning EMG. *Muscle Nerve* **15**: 349-57
- GRUBWIESER G, FLATZ A, GRUNERT I, KOFLER M, ULMER H, GAUSCH K, KULMER S (1999) Quantitative analysis of masseter and temporalis EMGs: a comparison of anterior guided versus balanced occlusal concepts in patients wearing complete dentures. *J Oral Rehabil* **26 (9)**: 731-736
- GUAZZELLI F, D FREITAS V, FURLANI J (1994) Electromyographic study of the trapezius muscle in free movements of the shoulder. *Electromyogr Clin Neurophysiol* **34**: 279-283
- GUNEY E, YIGITBASI OG, CANOZ K, OZTURK M, ERSOY A (1998) Functional neck dissection: cure and functional results. *J Laryngol Otol* **112 (12)**: 1176-8
- HAGBERG C, HAGBERG M (1989) Surface EMG amplitude and frequency dependence on exerted force for the upper trapezius muscle: a comparison between right and left sides. *Eur J Appl Physiol* **58**: 641–645
- HAGBERG M, SILVERSTEIN B, WELLS R, SMITH MJ, HENDRICK HW, CARAYON P, PERUSSE M (1995) Work related musculoskeletal disorders (WMSDs): a reference book for prevention. In: Kourinka I, Forcier L; Work related

musculoskeletal disorders (WMSDs): a reference book for prevention. Taylor & Francis, London

HARDYCK CD, PETRINCOVICH LV, ELLSWORTH DW (1966) Feedback of speech muscle activity during silent reading: Rapid extension. *Science* **154**: 1467-1468

HARPF C, RHOMBERG M, RUMER A, RAINER C, HUSSEL H (1999) Iatrogene Läsion des N. accessorius bei der cervikalen Lymphknotenbiopsie. *Chirurg* **70**: 690-693

HARRIS RI, DICKEY JR (1965) Nerve grafting to restore function of trapezius muscle after radical neck dissection. *Ann Otol Rhinol Laryngol* **74**: 880

HAUGHTON JF, LITTLE JW, POWERS RK, ROBINSON LR, GOLDSTEIN B (1994) M/RMS: an EMG method for quantifying upper motoneuron and functional weakness. *Muscle Nerve* **17 (8)**: 936-942

Hayward M, Desmedt JE (Hrsg.) (1983) Quantification of Interference Patterns. In: *Computer-Aided-Electromyography*. *Prog Clin Neurophysiol* Vol. 10: 128–149

HEINONEN A, SIEVANEN H, VIITASALO J, PASANEN M, OJA P, VUORI I (1994) Reproducibility of computer measurement of maximal isometric strength and electromyography in sedentary middle-aged women. *Eur J Appl Physiol* **68**: 310-314

HENNEMAN E (1981) Recruitment of motoneurons: the size principle. In: *Motor unit types, recruitment, and plasticity in health and disease*. *Progr Clin Neurophysiol* **9**: 26-60

HERBERHOLD C, PANJE WR (1998) *Kopf- und Hals-Chirurgie*. Georg-Thieme-Verlag; Stuttgart: Band 3

HERMANS V, SPAEPEN AJ (1997) Influence of electrode position on changes in electromyograph parameters of the upper trapezius muscle during submaximal sustained contractions. *Eur J Appl Physiol* **75**: 319–325

HERMANS V, SPAEPEN AJ (1997) Muscular activity of the shoulder and neck region during sustained and intermittent exercise. *Clin Physiol* **17**: 95-104

HILLEL AD, KROLL H, DORMANN J, MEDIEROS J (1989) Radical neck dissection: subjective and objective evaluation of postoperative disability. *J Otolaryngol* **18**: 53-61

- HINTERMEISTER RA, LANGE GW, SCHULTHEIS JM, BEY MJ, HAWKINS RJ (1998) Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *Am J Sports Med* **26**: 210–220
- HOGREL JY, DUCHENE J, MARINI JF (1998) Variability of some SEMG parameter estimates with electrode location. *J Electromyogr Kinesiol* **8 (5)**: 305–315
- HOPF HC, STRUPPLER A (1974) *Elektromyographie*. Georg-Thieme-Verlag; Stuttgart
- JAWDYNSKI F (1888) Przypadek raka pierwotnego szyi. T.z. raka skrzelowego volkmann'a. Wyciecie nowotworu wraz z resekcyjã têtnicy szyjowej wspólnej i zylly szyjowej wewnetrznej. Wyzdrowienie. *Gaz Lek.* **28**: 530-535
- JENSEN MP, KAROLY P, BRAVER, S (1986) The measurement of clinical pain intensity: A comparison of six methods. *Pain* **27**: 117-126
- JENSEN CH, VASSELJEN O, WESTGAARD RH (1993) The influence of electrode position in bipolar surface electromyogram recordings of the upper trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* **67**: 266-273
- KARUMAN PM, SOO KC (1996) Motor innervation of the trapezius muscle: a histochemical study. *Head & Neck* **18**: 254–258
- KESHNER E, CAMPBELL D, KATZ R, PETERSON B (1989) Neck muscle activation patterns in humans during isometric stabilization. *Exp Brain Res* **75**: 335-44
- KIERNER AC, ZELENKA MD, HELLER MD, BURIAN M (2000) Surgical anatomy of the spinal accessory nerve and the trapezius branches of the cervical plexus. *Arch Surg* **135**: 1428-1431
- Kimura J (Hrsg) (1989) *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: principles and practice*. F.A. Davis Company; Philadelphia: 2
- KLEINE BU, SCHUMANN NP, STEGEMANN DF, SCHOLLE HC (2000) Surface EMG Mapping of the human trapezius muscle. *Clin Neurophysiol* **111 (4)**: 686-693
- KOCHER (1880) Ueber Radikalheilung des Krebses. *Dtsch Z Chir* **13**: 134-166
- KOLLMITZER, J, EBENBICHLER GR, KOPF A (1999) Reliability of surface electromyographic measurements. *Clinical Neurophysiology* **110**: 725–734

- KOROSEK D (1999) Parametric time-varying spectrum and its application to SEMG signals. Medical Informatics Europe '99 P. Kokol et al. (Eds.) IOS Press
- KÖYBASIOĞLU A, TOKCAER AB, USLU S, ILERI F, BEDER L, ÖZBILEN S (2000) Accessory nerve function after modified radical and lateral neck dissections. *Laryngoscope* **110**: 73–77
- KRAUSE H-R (1992) Shoulder-arm-syndrome after radical neck dissection: in relation with the innervation of the trapezius muscle. *Int J Oral Maxillofac Surg* **21**: 276-279
- KRAUSE H-R (1994) Reinnervation of the trapezius muscle after radical neck dissection. *J Cranio Maxillofac Surg* **22**: 323-329
- KRAUSE H-R, KORNHUBER A, DEMPFF R (1993) A technique for diagnosing the individual patterns of innervation of the trapezius muscle prior to neck dissection. *J Cranio-Max-Fac Surg* **21**: 102-106
- KRAUSE H-R, BREMERICH A, HERRMANN M (1991) The innervation of the trapezius muscle in connection with radical neck dissection. *J Cranio-Max-Fac Surg* **19**: 87–89
- KROEMER KHE (1977) Die Messung der Muskelstärke des Menschen – Methoden und Techniken. In: Forschungsbericht Nr. 161, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven: 128
- KRONBERG M, WAHLSTROM P, BROSTROM LA (1997) Shoulder function after surgical repair of rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg* **6 (2)**: 125-30
- Kumar S, Mital A (Eds.) (1996) *Electromyography in Ergonomics*, Taylor & Francis Ltd., London
- KUNAGAI K, YAMADA M (1991) The clinical use of multichannel surface electromyography. *Acta Pediatr Jap* **33**: 228-37
- KUNTZ AL, WEYMULLER EA (1999) Jr: Impact of neck dissection on quality of life. *Laryngoscope* **109 (8)**: 1334-1338
- LARSSON SE, LARSSON R, ZHANG Q, CAI H, OBERG PA (1995) Effects of psychological stress on trapezius muscles blood flow and electromyography during static load. *Eur J Appl Physiol* **71 (6)**: 293–296

- LARSSON B, KARLBERG C, ELERT J, GERDLE B (1999) Reproducibility of surface EMG during dynamic shoulder forward flexions: a study of clinically healthy subjects. *Clin Physiol* **19**: 433–439
- LARRSON R, ÖBERG PA, LARSSON SE (1999) Changes of trapezius muscle blood flow and electromyography in chronic neck pain due to trapezius myalgia. *Pain* **79**: 45–50
- LATEVA ZC, MC GILL KC, BURGAR CG (1996) Anatomical and electrophysiological determinants of the human thenar compound muscle action potential. *Muscle Nerve* **19**: 1457-68
- LAUMANN U, ESSER E (1980) Funktionelle Beeinträchtigung des Schultergürtels nach radikaler Neck dissection. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir* **4**: 40
- LAWRENCE JH, DE LUCA CJ (1983) Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol* **54**:1653-9
- LEIPZIG B, SUEN JY, ENGLISH JL, BARNES J, HOPPER M (1983) Functional evaluation of the spinal accessory nerve after neck dissection. *Am J Surg* **146 (4)**: 526-530
- LEONHARDT H, TILLMANN B, ZILLES K (1988) Topographie der Organsysteme, Systematik der peripheren Leitungsbahnen. In: Rauber A, Kopsch F (Hrsg); *Anatomie des Menschen*. Thieme, Stuttgart: 112
- LINDBERG R (1972) Distribution of cervical lymph node metastasis from squamous cell carcinoma of upper respiratory and digestive tracts. *Cancer* **29**: 1446-1449
- LINDEMANN E, SPAANS F, REULEN JP, LEFFERS P, DRUKKER J (1999) Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls. Relations to force and fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* **9**: 299–307
- LINDMAN R, ERIKSSON A, THORNELL LE (1990) Fiber type composition of the human male trapezius muscle: enzyme-histochemical characteristics. *Am J Anat* **189**: 236-244
- LINSSEN WHJP, STEGEMANN DF, JOOSTEN MG, BINKHORST RA, MERKS MJH ET AL. (1991) Fatigue in type I fiber predominance: a muscle force and surface EMG

study on the relative role of type I and type II muscle fibers. *Muscle & Nerve* **14**: 829–837

LIPPITT SB, HARRYMAN DT, MATSEN FA (1993) A practical tool for evaluation of function: the simple shoulder test. In: Matsen FA, Fu FH, Hawkins RJ (eds); *The shoulder: a balance of mobility and stability*. American Academy of Orthopaedic Surgery, Rosemont: 501-18

LÖSCHER WN, CRESSWELL AG, THORSTENSSON A (1996) Excitatory drive to the alpha-motoneuron pool during a fatiguing submaximal contraction in man. *J Physiol (Lond)* **491** (Pt 1): 271-280

LONDON J, KAY SPI, LONDON NJ (1996) Iatrogenic accessory nerve injury. *Ann R Coll Surg Engl* **78**: 146

MAIER M, STABLER A, LIENEMANN A, KOHLER S, FEILENHANSEL A, DURR HR (2000) Shockwave application in calcifying tendinitis of the shoulder-prediction of outcome by imaging. *Arch Orthop Trauma Surg* **120**:493-498

MAINZER J (1982) Untersuchung von Ermüdung und Erholzeiten bei einseitig dynamischer Muskelarbeit. *VDI-Zeitschrift Jg.* **124/H. 5**: 176

MARTIN H, DEL VALLE B, EHRLICH H, CAHAN WG (1951) Neck dissection. *Cancer* **4**: 441-499

MATHIASSEN SE, WINKEL J (1990) Electromyographic activity in the shoulder-neck region according to arm position and glenohumeral tongue. *Eur J Appl Physiol* **61** (5-6): 370–379

MCCOMBE AW, COOK J (1992) Shoulder function after radical neck dissection. *The Journal of Laryngol Otol* **106**: 387–388

MCCOMAS AJ (1995) Motor unit estimation: anxieties and achievements. *Muscle Nerve* **18**: 369-379

MERLETTI R, DE LUCA CJ (1989) New techniques in surface electromyography. In: Desmedt J (Ed); *Computer aided electromyography and expert systems*. Elsevier; Amsterdam: 115-24

MILLS KR (1982) Power spectral analysis of electromyogram and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. *J Physiol (Lond)* **326**: 401-409

- MILNER-BROWN HS, MELLENTHIN M, MILLER RG (1986) Quantifying human muscle strength, endurance and fatigue. Arch Phys Med Rehabil **67**: 530-535
- MOUSSAVI Z, COOPER J, SHWEDYK E (1996) Fatigue pattern of trapezius in relation to its functional role. Proceedings of 18th IEEE EMB Conference: pp. 107
- MÜLLER KW, ERNST J, STRASSER H (1989) Ein Normierungsverfahren der elektromyographischen Aktivität zur Beurteilung einseitig dynamischer Muskelbeanspruchung. Z.Arb.wiss. **43** (15 NF) 3: 129-135
- MÜLLER-VAHL H (1983) Iatrogenic spinal accessory nerve injury. Ann R Coll Surg (Engl) **65**: 276
- NAHUM AM, MULLALLY W, MARMOR L (1961) A syndrome resulting from radical neck dissection. Arch Otolaryngol **74**: 424-428
- NANDEDKAR SD, SANDERS DB, STALBERG EB (1986) Simulation and analysis of the electromyographic interference pattern in normal muscle. Part I: Turns and amplitude measurements. Muscle Nerve **9**: 423-30
- NASON RW, ABDULRAUF BM, STRANC MF (2000) The anatomy of the accessory nerve and cervical lymph node biopsy. Am J Surg **180** (3): 241-243
- NIEMEYER K, LUDOLPH A (1987) Zur Bedeutung der subfascialen Äste des Plexus cervicalis für die motorische Innervation des M. trapezius. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir **11**: 356-360
- NORKIN CC AND LEVANGIE PK (1992) Joint structure and function, 2nd Ed. , Philadelphia:FA.,Davies.
- ÖBERG T, SANDSJÖ L, KADEFORS R (1994) Subjective and objective evaluation of shoulder muscle fatigue. Ergonomics **37** (8): 1323-1333
- ÖBERG T, SANDSJÖ L, KADEFORS R (1992) Arm movement and EMG mean power frequency in the trapezius muscle: a comparison between surface and intramuscular recording techniques. Electromyogr Clin Neurophysiol **32** (1-2): 87-96
- ÖBERG T, SANDSJÖ L, KADEFORS R (1990) Electromyogram mean power frequency in non-fatigued trapezius muscle. Euro J Appl Physiol **61**: 362-369

- ÖBERG T, SANDSJÖ L, KADEFORS R, LARSSON SE (1992) Electromyographic changes in work-related myalgia of the trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* **65**: 251-257
- PATTEN C, HILLEL AD (1993) The 11th nerve syndrome. Accessory nerve palsy or adhesive capsulitis? *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* **119**: 215-220
- PEARSON AA (1964) The accessory nerve and its relation to the upper spinal nerves. *Am J Anat* **114**: 371
- PEREIRA MT; WILLIAMS WW (1999) The spinal accessory nerve distal to the posterior triangle. *J Hand Surg [Br]* **24 (3)**: 368-369
- PHILIPSON L, LARSSON PG (1988) The electromyographic signal as a measure of muscular force: a comparison of detection and quantification techniques. *Electromyogr Clin Neurophysiol* **28**: 141-150
- PORTER GA, TEMPLE WJ, HUCHCROFT S (1995) The ultimate modification in the modified neck dissection. *Am J Surg* **169 (2)**: 280-281
- POTVIN JR (1997) Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *J Appl Physiol* **82 (1)**: 144–151
- REDI F (Ed) Esperienze intorno a diverse cose naturali e particolarmente a quelle che ci sono portate dalle Indie. Florence: pp 47-51 (Original work published in 1617). Reprinted in: *Le Piu Belle Pagine di Francesco Redi*. Giocosa P (Ed), Milan Fratelli Treves (Ed); Cited in Wu: pp 105-109 (1984)
- REGNAULT F (1887) Die malignen Tumoren der Gefäßscheide. *Arch Klin Chir* **35**: 50
- REMMLER D, BYERS R, SCHEETZ J, SHELL B, WHITE G, ZIMMERMANN S, GOEPFERT H. A (1986) Prospective study of shoulder disability resulting from radical and modified neck dissections. *Head & Neck Surgery* **8**: 280–286
- RICHARDS R, KAI-NAN A, BIGLIANI L ET AL. (1994) American shoulder and elbow surgeons: a standardized method for the assessment of shoulder function. *J Shoulder Elbow Surg* **3**: 347-52
- RICHER V (1895) Note sur l'innervation du muscle SCM. *Bull Mem Soc Anat*: 220-223

- ROACH DE, BUDIMAN-MAK E, SONSIRIDEJ N, LERTRATANAKUL Y (1991)
Development of a shoulder pain and disability index. *Arthritis Care Res* **4**: 143-9
- RODRIGUEZ AA, AGRE JC (1991) Electrophysiologic study of the quadriceps muscles during fatiguing exercise and recovery: a comparison of symptomatic and asymptomatic postpolio patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil* **72**: 993-997
- ROELEVELD K, STEGEMAN DF, VINGERHOETS HM, OOSTERROM A (1997) Motor unit potential contribution to surface electromyography. *Acta Physiol Scand* **160**: 170–183
- ROHMERT W, BERG K, BRUDER R, SCHAUB K (1994) Kräfteatlas. Forschungsbericht 09.004 der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin. Verlag für neue Wissenschaft GmbH, Bremerhaven
- RONAGER J, CHRISTOENSEN H, FUGLSANG-FREDERIKSEN A (1989) Power spectrum analysis of the EMG pattern in normal and diseased muscles. *J Neurol Sci* **94** (1): 283-94
- ROY PH, BEAHR OH (1969) Spinal accessory nerve in radical neck dissections. *Am J Surg* **118**: 800-804
- ROY SH, DE LUCA CJ, EMLEY M, ODDSON LI ET AL. (1997) Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *J Rehabil Res Dev* **34** (4): 405–414
- RÜHMANN H, HENERS M, KRIEGER HG (1985) Methodik zur Messung von Körperkräften. In: Arbeitswissenschaft in der Zahnheilkunde – Methoden und Ergebnisse. Berlin Chicago London
- RYU RKN, MCCORMICK J, JOBE FW, MOYNES DR, ANTONELLI DJ (1988) An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players. *Am J Sports Med* **16**: 481–485
- SAPEGA AA, KELLY MJ (1994) Strength testing of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg* **3**: 327-45
- SAUNDERS JR, HIRATA RM, JAQUES DA (1985) Considering the spinal accessory nerve in head and neck surgery. *Am J Surg* **150** (4): 491-494

- SCHIEBLER TH, SCHMIDT W (1991) Anatomie. 5.Aufl. Springer, Berlin, Heidelberg, New York (usw.)
- Schmidt RF, Thews G (Hrsg) (1983) Physiologie des Menschen. Springer-Verlag; Berlin Heidelberg New York
- SCHULTES G, GAGGL A, KARCHER H (1999) Reconstruction of accessory nerve defects with vascularized long thoracic vs. non-vascularized throacodorsal nerve. J Reconstr Microsurg **15 (4)**: 265–270
- SEKI K, MIYAZAKI Y, WATANABE M, NAGATA A, NARUSAWA M (1991) Surface electromyogram spectral characterization and motor unit activity during voluntary ramp contraction in men. Eur J Appl Physiol **63**: 165-172
- SHERMAN R, ARENA J (1994) Biofeedback for assensment and treatment of low back pain. In: Basmajian JV, Wolf S (Eds); Rational manual therapies. Williams and Wilkins; Baltimore
- SIST T, MINER M, LEMA M (1999) Characteristics of postradical neck pain syndrome: a report of 25 cases. J Pain Symptom Manage **18 (2)**: 95-102
- SKUTEK M, FREMEREY RW, ZEICHEN J, BOSCH U (2000) Outcome analysis following open rotator cuff repair. Early effectiveness validated using four different shoulder assessment scales. Arch Orthop Trauma Surg **120**: 432-436
- SNOW GB (1998) Chirurgie des zervikalen Lymphsystems. Teil I. Aus: Kopf- und Hals-Chirurgie in 3 Bänden: Hals, Hrsg: C. Herberhold, WR Panje, Thieme Verlag, Stuttgart, New York: 27 – 34, Laryngol Rhinol Otol 77: A93–A97
- SNOW GB (1998) Chirurgie des zervikalen Lymphsystems. Teil II. Aus: Kopf- und Hals-Chirurgie in 3 Bänden: Hals, Hrsg: C. Herberhold, WR Panje, Thieme Verlag, Stuttgart, New York: 34 - 48, Laryngol Rhinol Otol 78: OP1–OP14
- SOBOL S, JENSEN CH, SAWYER W, COSTILOE P, THONG N (1985) Objective comparison of physical dysfunction after neck dissection: Am J Surg **150 (4)**: 503–509
- SOBOTTA J (1988) Atlas der Anatomie des Menschen; Sobotta. Bd.2. Brust, Bauch, Becken, untere Extremität. 19. neubearb. Aufl. Urban u. Schwarzenberg; München Wien Baltimore

- SOO KC, GUILOFF RJ, OH A, ROVERE GQD, WESTBURY G (1990) Innervation of the trapezius muscle: a study in patients undergoing neck dissections. *Head Neck* 488-495
- SOO KC, HAMLYN PJ, PEGINGTON J, WESTBURY G (1986) Anatomy of the accessory nerve and its cervical contributions in the neck. *Head Neck Surg* **9**: 111-115
- SOO KC, HAMLYN PJ, PEGINGTON J, WESTBURY G (1986) Anatomy of the accessory nerve and its cervical contributions in the neck. *Head Neck Surg* **9** (2): 111-5
- STEGEMANN DF, LINSEN WHJP (1992) Muscle fibre membrane electrophysiology and surface EMG: a simulation study. *J Electromyogr Kinesiol* **2**: 130-40
- STEGEMANN DF, BLOK JH, HERMENS HJ, ROELEVELD K (2000) Surface EMG models: properties and applications. *J Electromyogr Kinesiol* **10**: 313-326
- STELL PM, JONES TA. Radical neck dissection. Preservation of function of the shoulder.
- STÖHR M, BLUTHARDT M (1993) Atlas der klinischen Elektromyographie und Neurographie. Verlag W. Kohlhammer Stuttgart Berlin Köln: 3
- STREMPER J, VIELHABER S, TSCHERNITSCHKE H, HINRICHS H, AWISZUS F, FEISTNER (1999) Effects of the amplitude threshold on the separability of neuropathic and myopathic from normal EMG using parameters of the turns / amplitude analysis. *Clin Neurophysiol* **110**: 1139–1143
- STRIEBEL HW (1999) Therapie chronischer Schmerzen. Schattauer, Stuttgart, New York.
- SUÁREZ O (1962) Le problème chirurgical du cancer du larynx. *Ann Otol Laryngol* **79**: 22-34
- SUNDERLAND S (1978) Nerves and nerve injuries. Churchill Livingstone; Edinburgh London New York: 1013
- TAKEBE K, VITTI M, BASMAJIAN JV (1974) The functions of the semispinalis capitis and splenius capitis muscle: an electromyographic study. *Anat Rec* **179**: 477-480
- TALMI YP (1999) Minimizing complications in neck dissection. *J Laryngol Otol* **113** (2): 101-103

- TALMI YP, HOROWITZ Z, PFEFFER MR, STOLIK-DOLLBERG OC, SHOSHANI Y, PELEG M, KRONENBERG J (2000) Pain in the neck after neck dissection. *Otolaryngol Head Neck Surg* **123** (3): 302–306
- TERRELL JE, WELSH DE, BRADFORD CR, CHEPEHA DB, ESCLAMADO RM, HOGIKYAN ND, WOLF GT (2000) Pain, quality of life, and spinal accessory nerve status after neck dissection. *Laryngoscope* **110** (4): 620-626
- TSCHOEPE BA, SHERWOOD DE, WALLACE SA (1994) Localized muscular fatigue duration. EMG parameters and accuracy of rapid limb movements. *J Electromyogr Kinesiol* 4: 218-229
- VAN DEN ENDE CH, RAZING PM, DIJKMANS BA, VERHOEF JA, VOOGT-VAN DER HARST EM, HAZES EM (1996) Assessment of the shoulder function in rheumatoid arthritis *J Rheumatol* **23**: 2043-2048
- VAN INGEN SCHENAU GJ, BOOTS PJ, DE GROOT G, SNACKERS RJ, VAN WOENSEL WW (1992) The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience* **46**: 197-207
- VOLKMANN R (1882) Das tiefe branchiogene Halskarzinom. *Zentralbl Chir* 9: 49-55
- WEISBERGER EC (1987) The efferent supply of the trapezius muscle: a neuroanatomic basis for the preservation of shoulder function during neck dissection. *Laryngoscope* **97** (4): 435–444
- WEISBERGER EC, LINGEMAN RE (1987) Cable grafting of the spinal accessory nerve for rehabilitation of shoulder function after radical neck dissection. *Laryngoscope* **97**: 915–918
- WEISBERGER EC, KINCAID J, RITERIS J (1998) Cable Grafting of the spinal accessory nerve after radical neck dissection. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*: 377–379
- WILLIAMS JW JR, HOLLEMAN DR, SIMEL DL (1995) Measuring shoulder function with the shoulder pain and disability index. *J Rheumatol* **22** (4): 727–732
- WILLISON RG (1963) A method of measuring motor unit activity in human muscle. *J Physiol (Lond)* **168**: 35
- WILLISON RG (1964) Analysis of electrical activity in healthy and dystrophic muscle in man. *J Neurol Neurosurg Psychiat* **27**: 386-394

- WINKEL J, JORGENSEN K (1991) Significance of skin temperature changes in surface electromyography. *Eur J Appl Physiol* **63** (5): 345–348
- WOLF S, BASMAJIAN JV (1978) Assessment of paraspinal electromyographic activity in normal subjects and chronic back pain patients using a muscle biofeedback device. In: Asmussen E, Jorgensen K (Eds); *International series on biomechanics*; University Press; Baltimore: 6 b
- WOLF S (1991) Anatomy and electrode placement: upper extremities; Face and back; Lower extremities (Video). Clinical Resources, Nevada City
- YAAR I, NILES L (1992) Muscle fiber conduction velocity and mean power spectrum frequency in neuromuscular disorders and in fatigue. *Muscle-Nerve* **15** (7): 780–787
- YANG JF, WINTER DA (1983) Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Arch Phys Med Rehabil* **64**: 417-20
- YARNITSKY D (1997) Quantitative sensory testing. *Muscle Nerve* **20**:198-204
- ZIBORDI F, BAIOTTO F, BASCELLI C, BINI A, CANEPA A (1988) Spinal accessory nerve function following neck dissection. *Ann Otol Rhinol Laryngol* **97**: 83–86
- ZIJDEWIND I, KERNELL D, KUKULKA CG (1995) Spatial differences in fatigue-associated electromyographic behaviour of the human first dorsal interosseus muscle. *J Physiol (Lond)* **483**: 499-509
- ZIPP P (1983) *Praktische Arbeitsphysiologie. Begründet von Gunther Lehmann. – Dynamische Arbeit.* Rohmert W, Rutenfranz J (Hrsg); Thieme-Verlag; Stuttgart New York; 3: 44-48
- ZITMAN FG (1990) Low dose amitryptilin in chronic pain: the gain is modest. *Pain* **42**:35-42
- ZWARTS MJ, KEIDEL M (1991) Relationship between electrical and vibratory output of muscle during voluntary contraction and fatigue. *Muscle Nerve* **14**: 756-761
- ZYTO K, KRONBERG M, BROSTROM LA (1995) Shoulder function after displaced fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg* **4** (5): 331-336

Anhang

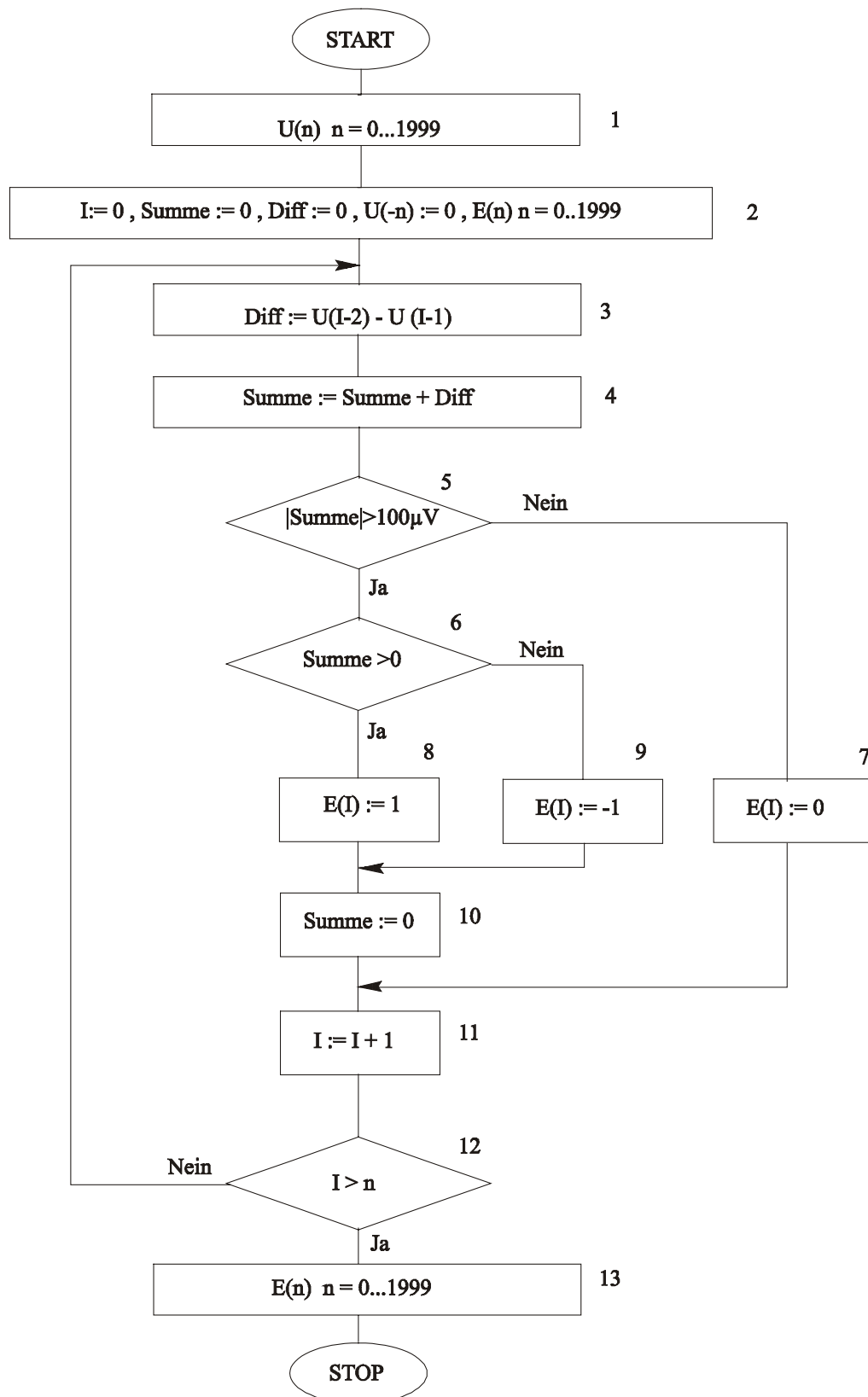
| Neck dissection Typ | resezierte Lymphknotenregionen | erhaltene Strukturen |
|---------------------|---------------------------------|-------------------------------|
| Komplett | | |
| Radikal | I, II, III, IV, V | keine |
| Modifiziert radikal | | |
| Typ I | I,II,III,IV,V | NA |
| Typ 2 | I, II, III, IV, V | NA, VJI |
| Typ 3 | I,II, III, IV, V | NA, VJI, SCM |
| Selektiv | | |
| Suprahyoidal | I, II | NA, VJI, SCM |
| Supraomohyoidal | I,II,III | NA, VJI, SCM |
| Erweitert supraomo- | | |
| Hyoidal | I,II,III, IV | NA, VJI, SCM |
| Posterolateral | II,III, IV, V, | NA, VJI, SCM |
| | suboccipitale and retroauriläre | LK |
| Lateral | II,III, IV | NA, VJI, SCM |
| Anterior | VI | NA, VJI, SCM |
| Anterolateral | II,III, IV, VI | NA, VJI, SCM |
| Erweitert | I, II,III, IV, V | keine |
| | Eine oder mehrere zusätzliche | zusätzlich nicht routinemäßig |

| | | |
|----------------------|-----------------------------|--------------------------|
| | Lymphknotengruppe | entfernte Strukturen |
| | (paratracheale oder para- | (A.carotis communis, N. |
| | laryngeale LK) | hypoglossus) |
| NA = N. accessorius; | VJI = V. jugularis interna; | SCM = M. |
| | | sternocleidomastoideus. |

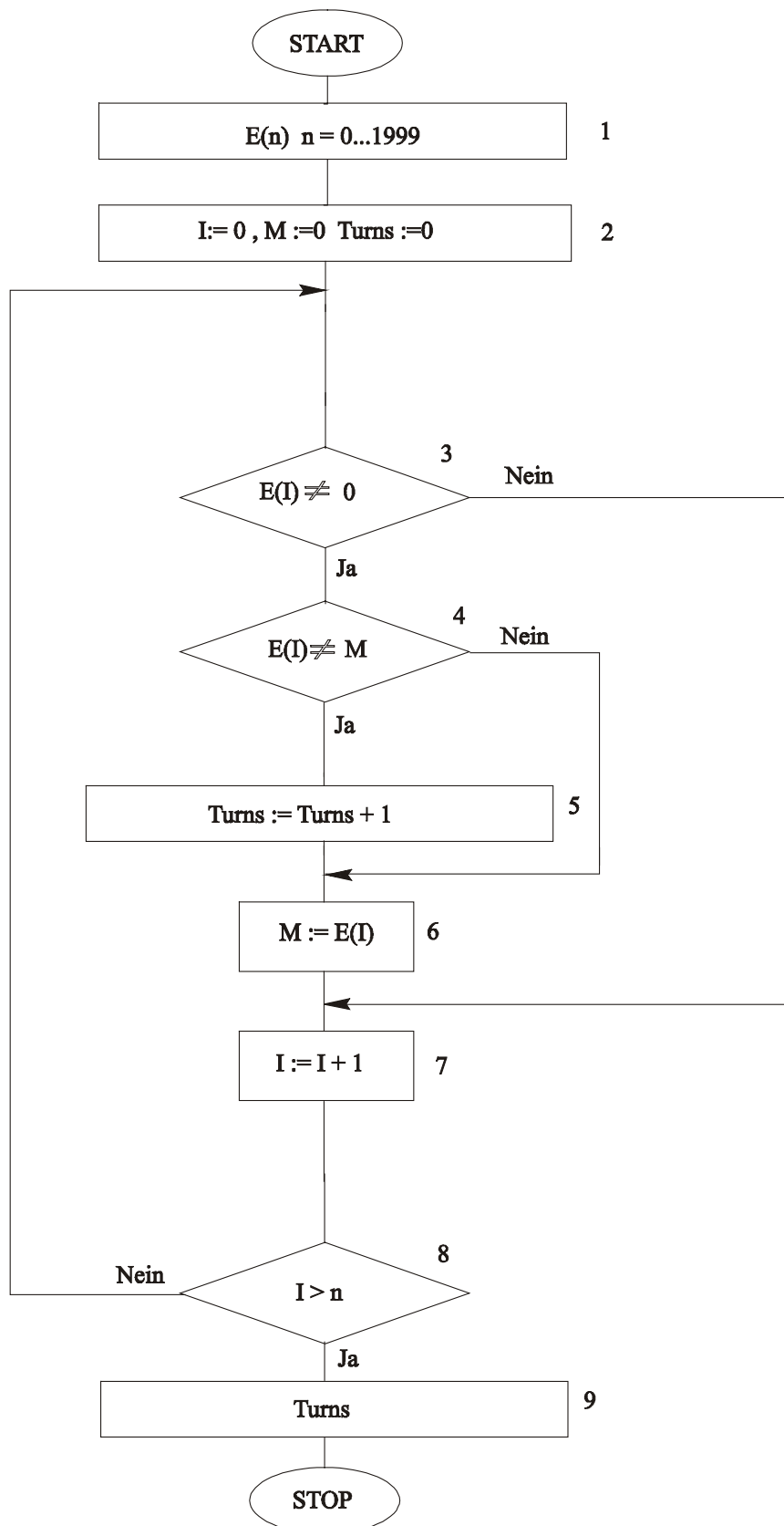
Anhang 1: Terminologie der Neck dissection (AJCC und Ferlito 2000)

| Regionen | Lymphknotengruppen |
|----------|--|
| Ia | Submental |
| Ib | Submandibulär |
| Iia | Obere Jugularisgruppe, ventral des N. accessorius |
| Iib | Ober Jugularisgruppe, dorsal des N. accessorius |
| III | Mittlere Jugularisgruppe |
| Iva | Untere Jugularisgruppe, dorsal des sternalen Ansatzes des SCM |
| Iva | Untere Jugularisgruppe, dorsal des claviculären Ansatzes des SCM |
| Va | Laterales Halsdreieck, spinalaccessorische Gruppe |
| Vb | Laterales Halsdreieck , supraclaviculär und A. transversa colli Gruppe |
| VI | Anteriore Region, paratracheal, parathyroideal, Delphi LK |
| VII | Obere mediastinale Region |

Anhang 2: Lymphknotengruppen entsprechend der Regionen I – VII (Robbins 1998 aus Ferlito 2000)



Anhang 3: PAP 1 zum ersten Schritt der Bestimmung der Anzahl Turns.

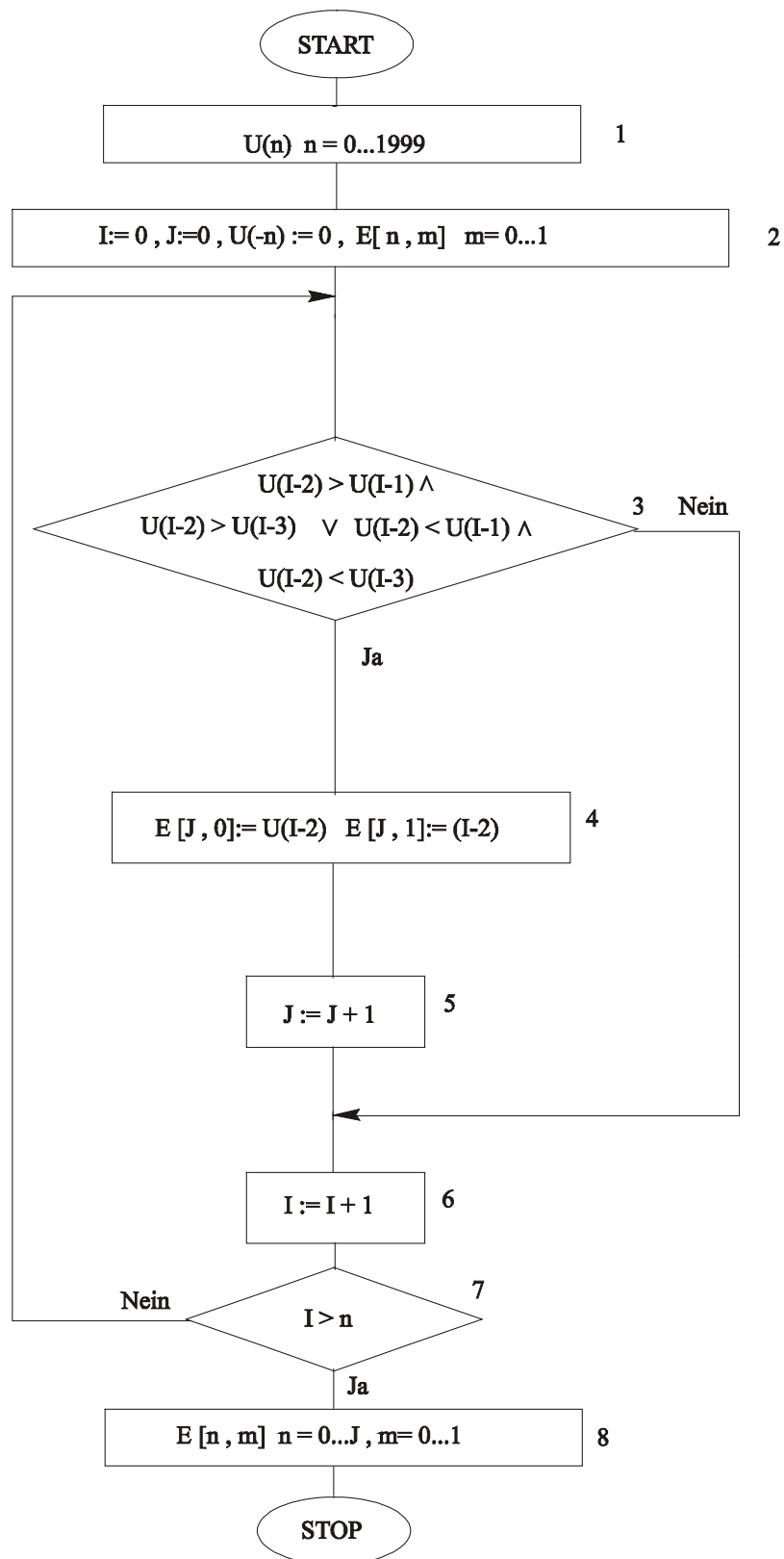


Anhang 4: PAP 2; zweiter Schritt zur Berechnung der Anzahl der Turns.

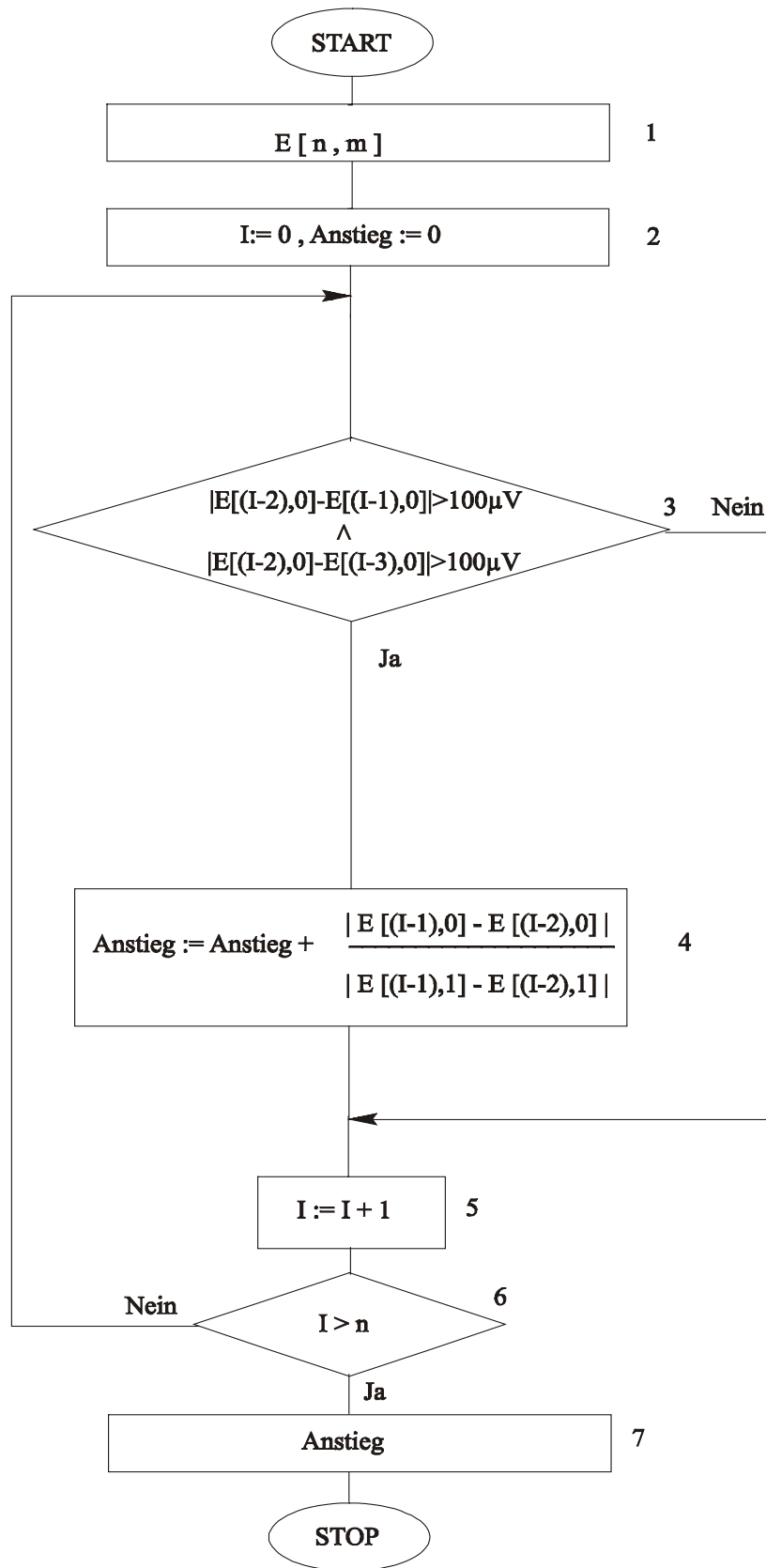
| | |
|-----|--|
| 1. | Eingabe der digitalisierten Spannungswerte als Zeitfenster von 1 Sekunde mit 2000 Werten. |
| 2. | Festlegung der Anfangswerte: Nullsetzen der Laufvariablen i , des Summenspeichers und des Differenzspeichers. Wenn bei U negative Indizes auftreten, werden diese Werte zu Null gesetzt. Es wird ein Speicher für die Zwischenergebnisse $E(n)$ definiert. Das Zwischenergebnis $E(0)$ ist in jedem Zeitfenster 0. |
| 3. | Bildung der Differenz zweier aufeinanderfolgender Werte unter Berücksichtigung der Anfangsbedingungen. |
| 4. | Die unter Punkt 3 gebildeten Differenzen werden zur Summe im Speicher addiert.. Die Differenz kann positive oder negative Werte annehmen. |
| 5. | Der absolute Betrag wird mit einem Schwellenwert verglichen, welcher festgelegt wird auf $100 \mu V$. Ist der absolute Betrag nicht größer als der Schwellenwert, dann Verzweigen nach Punkt 7. |
| 6. | Der absolute Betrag der Summe ist größer als $100 \mu V$. Wenn die Summe negativ ist, dann Verzweigen nach Punkt 9. |
| 7. | Das Zwischenergebnis ist gleich Null. |
| 8. | Das Zwischenergebnis ist gleich 1. |
| 9. | Das Zwischenergebnis ist gleich -1 . |
| 10. | Der Summenzähler wird Null gesetzt |
| 11. | Laufvariable um 1 erhöhen. |
| 12. | Testen der Abbruchbedingungen. Wenn i größer als n ist, wird Schleife verlassen. |
| 13. | Ausgabe der Zwischenergebnisse $E(0)$ bis $E(1999)$. |

| | |
|----|--|
| 1. | Eingabe der Zwischenergebnisse von Punkt 13 PAP1. |
| 2. | Festlegung der Anfangswerte. Laufvariable I=0, Speicher M=0, Zähler für Turns=0. |
| 3. | Wenn $E(I) = 0$ dann weiter bei Punkt 7. |
| 4. | Wenn $E(I)$ gleich dem Wert im Speicher M ist, dann weiter bei Punkt 6. |
| 5. | Turnzähler um 1 erhöhen. |
| 6. | $E(I)$ wird gespeichert in M. |
| 7. | Laufvariable um 1 erhöhen. |
| 8. | Testen der Abbruchbedingungen. Wenn I größer als n ist, wird die Schleife verlassen. |
| 9. | Ausgabe des Ergebnisses: Anzahl der Turns im gewählten Zeitfenster. |

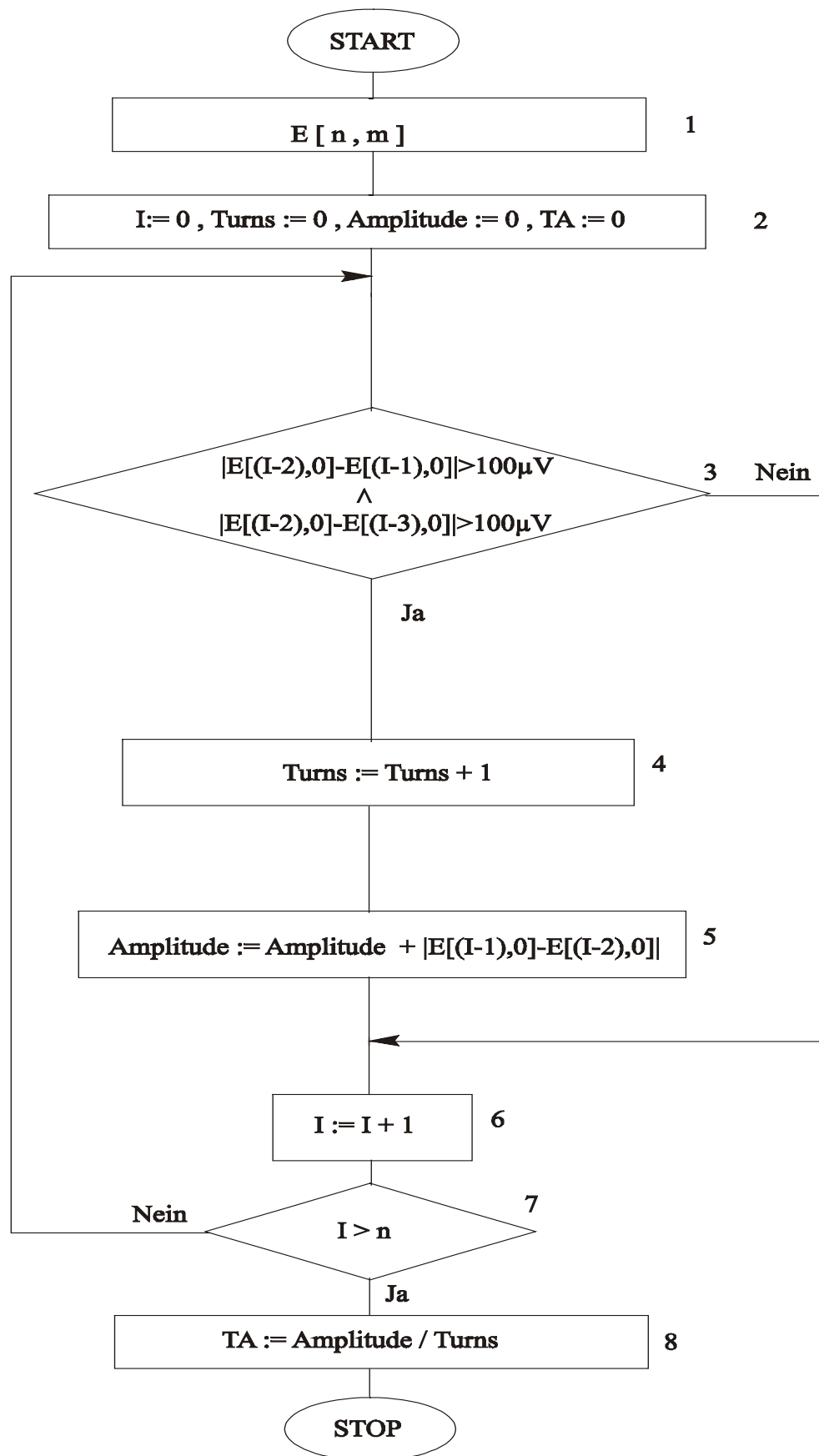
Anhang 5: oben Erläuterung zu PAP 1; erster Schritt zur Berechnung der Turnanzahl; unten: Erläuterung zu PAP 2; zweiter Schritt zur Berechnung der Turnanzahl.



Anhang 6: PAP 3 zur Erfassung der Turnamplituden (erster Schritt) vor Berechnung des Anstieges und der Amplitude der Turns (Erkennung potentieller Turns).



Anhang 7: PAP 4 zur Berechnung des mittleren Turnanstiegs.



Anhang 8: PAP 5 zur Berechnung der mittleren Turnamplitude.

| | |
|----|--|
| 1. | Eingabe der digitalisierten Spannungswerte als Zeitfenster von 1 Sekunde mit 2000 Werten. |
| 2. | Festlegung der Anfangswerte: Nullsetzung der Laufvariablen I und J. Wenn bei U negative Indizes auftreten, werden diese Werte zu Null gesetzt. Es wird eine Speichermatrix für die Zwischenergebnisse E [n,m] definiert. |
| 3. | Entscheidung, ob ein Richtungswechsel im Spannungsverlauf vorliegt (Turn). Die 100 μ V Schwelle wird nicht berücksichtigt. Wenn kein Richtungswechsel vorliegt, weiter bei 6. |
| 4. | In die Ergebnismatrix wird der Schwellenwert (Amplitude) des Umkehrpunktes und die dazugehörige Zeit geschrieben. |
| 5. | Der Index J für die Ergebnismatrix wird um 1 erhöht. |
| 6. | Laufvariable I um eins erhöhen. |
| 7. | Testen der Abbruchbedingungen. Wenn I größer als n ist, wird die Schleife verlassen. |
| 8. | Ausgabe des Zwischenergebnisses: zweidimensionale Matrix E [n,m]. |

| | |
|----|---|
| 1. | Eingabe des Zwischenergebnisses $E[n,m]$. |
| 2. | Festlegung der Anfangswerte: Laufvariable $I=0$, Anstieg=0. |
| 3. | Untersuchung des Umkehrpunktes, ob der absolute Betrag der Spannungsdifferenz zum vorherigen und nachfolgenden Umkehrpunkt größer als $100\text{ }\mu\text{V}$ ist. Wenn nein, dann weiter bei Punkt 5. |
| 4. | Zwischen zwei Umkehrpunkten wird der absolute Betrag des Anstieges berechnet und summiert. |
| 5. | Laufvariable um 1 erhöhen. |
| 6. | Testen der Abbruchbedingungen. Wenn I größer als n ist, wird die Schleife verlassen. |
| 7. | Ausgabe des Ergebnisses: Summe aller Anstiege im gewählten Zeitfenster. |

| | |
|----|--|
| 1. | Eingabe des Zwischenergebnisses $E[n,m]$. |
| 2. | Festlegung der Anfangswerte: Laufvariable $l=0$, Anstieg=0. |
| 3. | Untersuchung des Umkehrpunktes, ob der absolute Betrag der Spannungsdifferenz zum vorherigen und nachfolgenden Umkehrpunkt größer als $100 \mu V$ ist. Wenn nein, dann weiter bei Punkt 6. |
| 4. | Turnzähler um 1 erhöhen. |
| 5. | Der absolute Betrag der Amplitude zwischen den Umkehrpunkten wird berechnet und summiert. |
| 6. | Laufvariable um 1 erhöhen. |
| 7. | Testen der Abbruchbedingungen . Wenn l größer als n ist, dann wird Schleife verlassen. |
| 8. | Ausgabe des Ergebnisses: Summe aller Amplituden im gewählten Zeitfenster |

Anhang 9: oben: Erläuterungen zu PAP 3; Erkennung von Turns; Mitte: Erläuterung zu PAP 4; Turnanstieg; unten: Erläuterung zu PAP 5; Turnamplitude.

| Erfassung des Plexus cervicalis nach Neck dissection | | | | | |
|--|-------|--------------|-------|--------|--------------|
| Datum: | | Untersucher: | | Name: | |
| geb. Datum: | | | | | |
| 1. Sensibilität links | | | | | |
| | warm | kalt | spitz | stumpf | |
| N. occipitalis minor | | | | | |
| N. auricularis magnus (C ₂) | | | | | |
| N. transversus colli (C ₃) | | | | | |
| Nn. supraclaviculares (C ₄) | | | | | |
| 2. Sensibilität rechts | | | | | |
| | warm | kalt | spitz | stumpf | |
| N. occipitalis minor | | | | | |
| N. auricularis magnus (C ₂) | | | | | |
| N. transversus colli (C ₃) | | | | | |
| Nn. supraclaviculares (C ₄) | | | | | |
| 3. Schmerzen links | | | | | |
| | keine | wenig | mäßig | stark | unerträglich |
| Bewegung | | | | | |
| Ruhe | | | | | |
| 4. Schmerzen rechts | | | | | |
| | keine | wenig | mäßig | stark | unerträglich |
| Bewegung | | | | | |
| Ruhe | | | | | |
| Unterschrift: | | | | | |

Anhang 10: Erfassungsbogen zur Dokumentation der cervicalen Hautsensibilität und von Schmerzen.